



Contribution à l'étude expérimentale et numérique du comportement hyperélastique et anisotrope de la peau humaine.

Djamel Remache

► To cite this version:

Djamel Remache. Contribution à l'étude expérimentale et numérique du comportement hyperélastique et anisotrope de la peau humaine. . Mécanique [physics.med-ph]. Institut FEMTO-ST - Université Franche-Comté, 2013. Français. NNT : . tel-01117057

HAL Id: tel-01117057

<https://theses.hal.science/tel-01117057>

Submitted on 16 Feb 2015

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

présentée à :

L'UNIVERSITÉ DE FRANCHE – COMTÉ

pour obtenir le grade de :

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE FRANCHE – COMTÉ

École doctorale : Sciences pour l'ingénieur et microtechniques

Spécialité : Mécanique

Contribution à l'étude expérimentale et numérique du comportement hyperélastique et anisotrope de la peau humaine

par :

Djamel REMACHE

Thèse co-encadrée par J. Chambert, E. Jacquet, E. Joseph et P. Sandoz

Soutenue le 13 décembre 2013 devant le jury :

Rapporteurs	Hassan ZAHOUANI	Professeur, École Centrale de Lyon
	Zdenek PREVOROVSKY	Professeur, Institut de Thermomécanique de l'Académie des Sciences Tchèque
Directeur de thèse	Patrick SANDOZ	Chargé de recherche CNRS à l'institut FEMTO-ST
Co-encadrant	Jérôme CHAMBERT	Maître de Conférences, Université de Franche-Comté

Remerciements

Louange à Allah, Seigneur de l'univers pour toutes ses grâces.

Je tiens ensuite et en premier lieu à remercier mon premier directeur de thèse Monsieur Jean Noël Pernin, Professeur à l'Université de Franche-Comté et mes co-directeurs Emmanuelle Jacquet et Jérôme Chambert, Maîtres de Conférences à l'Université de Franche-Comté, pour m'avoir confié ce travail de recherche.

Je tiens à remercier mon directeur de thèse Patrick Sandoz Chargé de recherche CNRS à l'institut FEMTO-ST pour son encadrement de qualité pédagogique rare, pour sa franchise, sa grande disponibilité et son dévouement. J'ai beaucoup appris à ses côtés et je lui adresse ma gratitude pour tout cela.

Je remercie encore Emmanuelle Jacquet et Jérôme Chambert pour leur dévouement et pour tout le temps qui m'ont accordé le long de la thèse, pour leurs qualités scientifiques et surtout pour leurs qualités humaines et leur fraternité.

Je remercie Eric Joseph, ingénieur de recherche CNRS au laboratoire pour le développement des dispositifs expérimentaux et pour ses conseils avisés.

J'exprime tout particulièrement ma reconnaissance à Julien Pauchot, chirurgien au service de chirurgie orthopédique, traumatologique, plastique, reconstructive et chirurgie de la main du CHRU Jean Minjoz, (Besançon) pour son aide et son implication en partie dans les essais expérimentaux. Je le remercie également pour son intérêt manifesté à l'égard de ma recherche, pour sa générosité et sa bonne humeur.

Je tiens à remercier Monsieur Hassan Zahouani, Professeur à l'École Centrale de Lyon, et Monsieur Zdenek Prevorovsky, Professeur à l'Institut de Thermomécanique de l'Académie des Sciences Tchèque pour avoir accepté d'être les rapporteurs de ce travail et pour leurs bien fondées remarques.

Je remercie toutes les personnes volontaires qui ont participé aux essais. Je les remercie pour leur sympathie.

Je remercie le Centre d'Études et de Recherche sur le Tégument (C.E.R.T) du Centre Hospitalier Régional Universitaire Jean MINJOZ (Besançon) pour m'avoir permis d'effectuer les mesures de l'épaisseur du derme et en particulier Céline Thiebaut et Adeline Jeudy.

Je remercie Edouard Falconnet, ingénieur d'application au département Mécanique Appliquée de FEMTO-ST pour sa précieuse aide concernant la validation de l'implémentation du modèle anisotrope, ainsi que Kevin Billon et Florian Gallier étudiants du master Mécanique et Ingénieries pour leur contribution à l'analyse numérique du lambeau d'avancement V-Y.

Je remercie Zdenek Lochman, étudiant ERASMUS de l'Université Technique de Liberec pour sa contribution aux essais biaxiaux, ainsi que Monsieur Lukas Capek, enseignant-chercheur au Département de Génie Mécanique de l'Université Technique de Liberec et professeur invité à l'Université de Franche-comté durant ma thèse.

Enfin, mes remerciements à tous mes amis de longue durée et à mes amis du département Mécanique Appliquée de FEMTO-ST ainsi que tous les personnels du département pour leur sympathie et leur bonne humeur.

Je remercie toute ma famille de m'avoir soutenu et en particulier ma femme et pour sa patience tout au long de la thèse.

Table des matières

Introduction générale	1
I. État de l’art en mécanique de la peau humaine	5
1. Structure du tissu cutané	7
1.1. Introduction	7
1.2. Épiderme	7
1.3. Derme	7
1.3.1. Les fibres de collagène	8
1.3.2. Arrangement des fibres de collagène dans la peau	11
1.3.3. Les fibres d’élastine	11
1.3.4. La substance fondamentale	12
1.4. Résumé	13
2. Essais de caractérisation mécanique	15
2.1. Essais de traction <i>ex vivo</i>	15
2.2. Essai d’extension	16
2.3. Essai de succion	18
2.4. Essai de torsion	19
2.5. Essai d’indentation	20
2.6. Essais d’élastographie ultrasonore	21
2.7. Conclusion	22
3. Prétension et comportement hyperélastique du tissu cutané	23
3.1. Introduction	23
3.2. Tension cutanée	23
3.2.1. Manifestation de l’état de tension <i>in vivo</i> de la peau	23
3.2.2. Détermination des lignes de tension de la peau	24
3.2.3. Origine des lignes de tension de la peau	31

3.2.4. Mise en évidence de la tension cutanée	31
3.2.5. Mesure de la tension cutanée	34
3.3. Comportement mécanique de la peau sous l'effet de la traction	38
3.4. Conclusion	41
4. Modèles de comportement mécanique de la peau	43
4.1. Introduction	43
4.2. Approche phénoménologique	44
4.2.1. Modèle de Tong et Fung	44
4.2.2. Modèle d'Ogden	44
4.2.3. Modèle de Veronda et Westmann	45
4.3. Approche structurelle	46
4.3.1. Modèle de Ridge et Wright	46
4.3.2. Modèle de Bischoff	46
4.3.3. Modèle de Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO)	47
4.4. Conclusion	50
II. Etudes expérimentales de la peau humaine <i>in vivo</i> et <i>ex vivo</i>	53
5. Dispositifs expérimentaux	57
5.1. Extensiomètres	57
5.1.1. Extensiomètre "LADIES"	58
5.1.2. Extensiomètre "BIAXE"	60
5.2. Appareil d'échographie cutanée haute résolution	61
5.3. Dispositif de retension	62
6. Essais sur peau <i>in vivo</i> (volontaires sains)	65
6.1. Phase préopératoire	65
6.2. Informations sur les sujets volontaires	65
6.3. Zones anatomiques testées	66
6.4. Essais d'extension	68
6.5. Expérimentation et résultats	69
6.5.1. Mesure de l'épaisseur	69
6.5.2. Préconditionnement	72
6.5.3. Variabilité des propriétés mécaniques entre sujets	73
6.5.4. Effet de la direction de chargement sur les propriétés mécaniques	81

6.5.5. Variation des propriétés mécaniques avec la localisation des sites anatomiques	82
6.5.6. Modules élastiques	83
6.6. Conclusion	85
7. Essais sur la peau pathologique	87
7.1. Introduction	87
7.2. Essais <i>in vivo</i> préopératoires	88
7.2.1. Sujet A	88
7.2.2. Sujet B	89
7.3. Essais <i>ex vivo</i> (post-opératoire)	90
7.3.1. Procédure	90
7.3.2. Explant du sujet A	90
7.3.3. Explant du sujet B	91
7.4. Résultats et discussion	97
7.4.1. Peau pathologique A	97
7.4.2. Peau pathologique B	99
7.5. Conclusion	104
 III. Analyse numérique du comportement de la peau	 107
8. Implémentation du modèle HGO et validation	109
8.1. Préliminaires de mécanique non linéaire	109
8.1.1. Cinématique et tenseur des déformations	109
8.1.2. La réponse aux contraintes hyperélastiques	111
8.2. Equations constitutives du modèle HGO	112
8.2.1. Tenseur des contraintes	113
8.2.2. Tenseur d'élasticité	115
8.3. Validation de l'implémentation	118
8.3.1. Introduction	118
8.3.2. Modèle isotrope	118
8.3.3. Comparaison entre ANSYS® utilisateur et ANSYS® standard	120
8.3.4. Modèle anisotrope	123
8.4. Etude de la sensibilité des paramètres	129
8.4.1. Influence du paramètre d'incompressibilité d	129
8.4.2. Influence du paramètre μ	130

8.4.3. Influence du paramètre k_1	131
8.4.4. Influence du paramètre k_2	131
8.4.5. Influence du paramètre β	132
8.5. Conclusion	132
9. Modélisation de l'essai d'extension uniaxiale	135
9.1. Introduction	135
9.2. Modèles éléments finis	135
9.2.1. Modèle complet (EF0)	136
9.2.2. Modèle semi-complet (EF1)	138
9.2.3. Modèle simplifié (EF2)	138
9.2.4. Résultats et discussion	139
9.3. Identification des paramètres par méthode inverse	140
9.3.1. Méthode d'identification simplifiée (MIS)	141
9.3.2. Méthode d'identification sur structure (MISS)	143
9.4. Résultats et discussion	145
9.4.1. Identification des paramètres du modèle d'Ogden	145
9.4.2. Identification des paramètres du modèle HGO	153
9.5. Conclusion	154
10. Analyse d'une technique chirurgicale - lambeau d'avancement V-Y	157
10.1. Introduction	157
10.2. Présentation de la pratique clinique du lambeau d'avancement V-Y	158
10.3. Analyse géométrique du lambeau d'avancement V-Y	159
10.4. Modélisation et résultats - Effort de fermeture du lambeau d'avancement V-Y	161
10.4.1. Hypothèses simplificatrices et modélisation du lambeau d'avancement V-Y	161
10.4.2. Paramètres de la simulation numérique	164
10.4.3. Influence de l'angle au sommet du lambeau d'avancement V-Y	164
10.4.4. Effet du comportement du matériau	165
10.4.5. Effet de la pré-contrainte	167
10.4.6. Choix du nœud de suture critique (quatrième point de suture)	169
10.4.7. Extension préliminaire et suture du lambeau	174
10.5. Analyse numérique du lambeau d'avancement V-Y	174
10.6. Conclusion	178

Conclusion générale	179
A. Protocole et formulaires d'autorisation	183
A.1. Objectifs de l'étude :	183
A.2. Locaux prévus :	183
A.3. Prélèvement :	184
A.4. L'approvisionnement :	184
A.5. La préparation :	185
A.6. L'évacuation :	185
A.7. Mode opératoire – Outils utilisés :	185
A.8. ordre de mission pour le transport des tissus humains.	187
B. Tenseur des contraintes de Cauchy	191
B.1. Cas de la traction uniaxiale simple (ou compression équibiaxiale) . .	194
B.2. Cas de la traction équibiaxiale simple (ou compression uniaxiale) . .	195
B.3. Cas du cisaillement pur	195
C. Tenseur d'élasticité	197
D. Implémenter une loi de comportement dans Ansys	199
Bibliographie	203
Liste des symboles	225
Résumé	229
Abstract	231

Introduction générale

En plus de ses nombreuses et importantes fonctions physiologiques, la peau humaine assure une fonction mécanique de soutien de l'ensemble des tissus corporels. Elle accomplit cette fonction avec des niveaux d'efficacité, de performance, de régénération, de coûts physiologiques et environnementaux qui, s'ils n'étaient pas aussi discrets, habituels et répandus, susciteraient humilité, envie et respect aux concepteurs des tissus du futur. Elle protège des agressions extérieures, épouse des formes improbables pour autoriser les plus étonnantes postures, les mouvements corporels et les variations de volume (croissance, respiration, alimentation, grossesse, inflammation, cicatrisation, ...). Elle amortit les chocs dans une certaine limite, autorise la préhension en adhérant un minimum aux surfaces avec lesquelles elle est en contact, contribue à l'homéostasie. La circulation du sang dans le derme s'accélère pour réchauffer le tissu si besoin et même isoler la zone concernée par un trop fort besoin physiologique quand la survie du reste du corps le nécessite. La peau est le siège des alertes périphériques de la douleur comme une tour de contrôle à l'interface avec l'extérieur, la moindre alerte est transmise au cerveau. La peau assure tout cela en se renouvelant régulièrement et en assurant son rôle de soutien mécanique avec de remarquables capacités d'adaptation. La variété des sollicitations qui lui sont appliquées l'a faite évoluer au cours des âges vers un matériau qui présente une grande variabilité, en particulier en fonction de la localisation corporelle, de l'âge, du sexe et de l'origine des individus.

Il est utile dans de nombreux domaines de connaître son comportement et ses réponses aux sollicitations extérieures : la dermatologie dans laquelle le suivi de pathologies passe aussi par le suivi des propriétés mécaniques, le génie biologique où le développement de tissus de substitution aux propriétés mécaniques voisines des propriétés du tissu cutané à l'état naturel constituent un défi majeur car l'état actuel des connaissances n'est pas encore suffisant. L'ingénierie constitue également l'un de ces domaines : Que ce soit pour dimensionner des airbags ou des micro-aiguilles, développer des systèmes haptiques, des dispositifs de simulation, ou encore des textiles techniques "type seconde peau", les propriétés mécaniques sont essentielles. Le

domaine de la chirurgie plastique et reconstructrice, avec les greffes de peau, les lambeaux avec perte de substance ou les besoins de croissance de peau commence à prendre compte les spécificités de chacun des sujets en intégrant les propriétés locales du tissu pour personnaliser et optimiser l'intervention.

Bien que faisant l'objet de nombreuses recherches depuis de longues années, l'état des connaissances ne permet pas de clore le sujet et continue d'animer la communauté mécanicienne. D'un point de vue mécanique, la peau est une structure multicouche complexe ayant des propriétés viscoélastique, non-linéaire, quasi-incompressible, anisotrope et elle est *in vivo* soumise à un chargement de précontrainte.

Le travail présenté dans cette thèse associe expérimentation, modélisation et identification numérique et se distingue en particulier par l'utilisation de dispositifs d'extensiométrie développés au laboratoire et adaptés à des mesures *in vivo* non invasives. Des tests *ex vivo* ont cependant été réalisés également à titre de comparaison et de validation. Une attention particulière a été portée à la tension cutanée initiale (ou naturelle). Une loi de comportement hyperélastique et anisotrope a été implémentée dans le code de calcul par éléments finis ANSYS® pour simuler les différents essais expérimentaux et identifier les paramètres mécaniques caractéristiques des zones cutanées testées.

Le mémoire se décompose en trois parties :

Une première partie présente un état de l'art regroupant les données bibliographiques sur la structure du tissu en terme de couches et composants, sur les essais de caractérisation mécanique de la peau, sur la mesure de la prétension de la peau et son comportement anisotrope. Les principaux modèles de comportement de la peau sont également présentés dans cette partie.

Une seconde partie porte sur l'étude expérimentale de la peau *in vivo* et *ex vivo*. Elle regroupe une première série d'expériences menée sur des patientes devant subir une abdominoplastie et une seconde série sur une cohorte de volontaires sains. Ces expériences ont bénéficié d'une collaboration avec les services de chirurgie du CHRU de Besançon. Elles ont respecté la réglementation éthique et ont reçu le consentement éclairé et préalable des participants volontaires. Les dispositifs expérimentaux utilisés pour solliciter la peau en extension *in vivo* selon différentes orientations et pour diverses localisations corporelles (abdomen, avant-bras et jambe) sont présentés. Les tests *ex vivo* visant à estimer l'état de contrainte initiale par la mesure des forces nécessaires à la remise en tension d'explants sont décrits.

Une troisième partie numérique a demandé un long travail de mise au point.

La loi de comportement hyperélastique et anisotrope de Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO) a été implémentée dans le code de calcul par éléments finis ANSYS®. Les simulations des différents essais expérimentaux à partir de lois de comportement tirées de la littérature (Ogden et HGO) sous ANSYS® sont comparées aux résultats expérimentaux et permettent d'identifier les paramètres mécaniques caractéristiques des zones cutanées testées grâce au logiciel d'identification MIC2M développé au laboratoire. Enfin, des mesures ont été enregistrées en cours d'intervention chirurgicale pour appliquer les travaux de cette thèse au lambeau d'avancement de type V-Y qui est une technique de suture pratiquée pour combler des plaies avec perte de substance. Des calculs numériques ont permis de mettre en évidence une géométrie de lambeau V-Y optimale dans une situation donnée (paramètres mécaniques choisis).

La partie bibliographie réunit l'ensemble des références ayant été utilisées pour la rédaction de ce mémoire. Cette partie se trouve à la fin du mémoire. Nomenclature et liste des tableaux et des figures également.

Au final, le travail présenté dans cette thèse rassemble les moyens expérimentaux et numériques nécessaires à la caractérisation du comportement hyperélastique et anisotrope de la peau humaine *in vivo* en diverses localisations corporelles.

Première partie .

**État de l'art en mécanique de la
peau humaine**

Chapitre 1

Structure du tissu cutané

1.1. Introduction

La peau est le plus grand organe du corps. Elle assure de nombreuses fonctions vitales pour maintenir l'équilibre et protéger le corps contre les agressions extérieures telles qu'un choc mécanique, le rayonnement ultraviolet, les changements de température, etc.... La détermination des propriétés mécaniques de ce matériau complexe nécessite de distinguer les composantes principales de sa structure qui lui confèrent son comportement mécanique. Dans ce chapitre, ces composantes sont succinctement présentées. ([Kadler et al. 2007](#))

1.2. Épiderme

L'épiderme est la couche externe de la peau. Son épaisseur est d'environ 75 à 150 μm ([Xu & Lu 2011](#)). L'épiderme est composé de quatre différents types cellulaires (kératinocytes, mélanocytes, cellules de Langerhans et cellules de Merkel) et est organisé en quatre ou cinq couches, appelées strates (figure 1.1). Les strates, respectivement de la surface à la profondeur sont : la couche cornée (stratum corneum), la couche claire (stratum lucidum), la couche granuleuse (stratum granulosum), la couche épineuse (stratum spinosum), la couche basale (stratum basal) ([Shai et al. 2001](#)). La peau est un matériau vivant qui évolue en permanence. Au niveau de la couche basale, les kératinocytes se forment et progressent jusqu'à la surface de l'épiderme où ils deviennent cornéocytes, se détachent, renouvelant ainsi entièrement la peau en 21 jours.

1.3. Derme

Le derme est la couche la plus épaisse de la peau. Son épaisseur est d'environ 1 à 4 mm ([Xu & Lu 2011](#)). Le derme est un tissu conjonctif dense (réseau de fibres

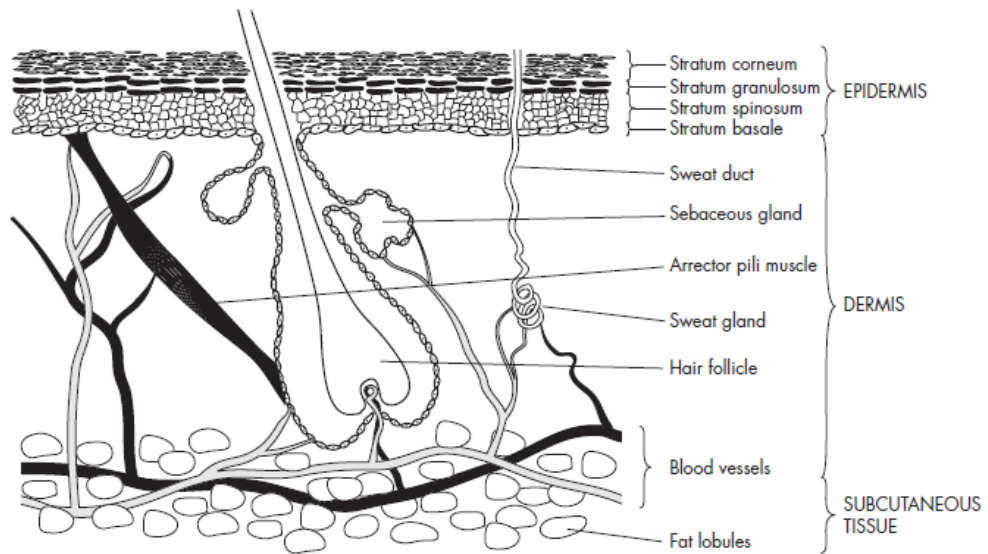


Figure 1.1.: Structure de la peau humaine (tirée de (Naik et al. 2000))

denses et très peu de substance fondamentale) qui se distingue de l'épiderme par les nerfs, les récepteurs sensoriels, les vaisseaux sanguins, les follicules pileux, les glandes sébacées et les glandes sudoripares. Le derme est constitué de deux couches (figure 1.2). Une couche extérieure fine (environ 10% de l'épaisseur du derme) appelée papillaire et une couche épaisse appelée couche réticulaire. La couche papillaire est formée principalement de fibres de collagène de type III et de fibres élastiques. La couche réticulaire, la couche la plus profonde, est formée principalement de fibres de collagène de type I (80 à 90% du contenu total de collagène de la couche) et de fibres élastiques (Silver et al. 2003).

1.3.1. Les fibres de collagène

Le collagène est une protéine structurelle abondante chez tous les mammifères. Chez l'homme, le collagène constitue le tiers de l'ensemble des protéines, et les trois quarts du poids sec de la peau (Shoulders & Raines 2009). Le collagène représente la principale composante organique de la matrice extracellulaire cutanée (Shoulders & Raines 2009). Le collagène se compose de molécules de tropocollagène (en forme de triple hélice) longues de $L \approx 300$ nm et de 15 nm de diamètre (figure 1.3) (Bhattacharjee & Bansal 2005). Le tropocollagène est composé de trois chaînes

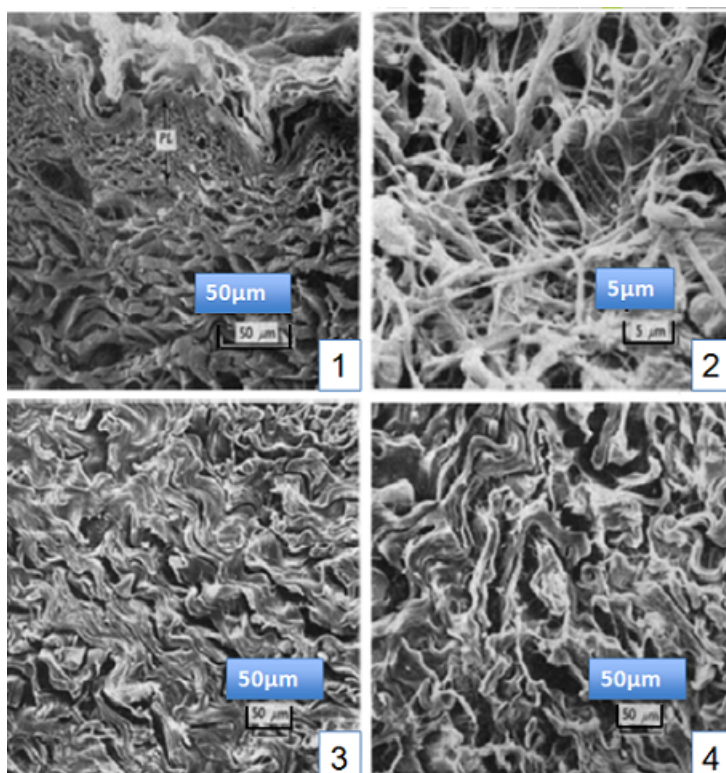


Figure 1.2.: Microscopie électronique à balayage de la peau abdominale. 1- Section de bord de la peau abdominale montrant, à partir du haut, l'épiderme, la couche papillaire (PL), et les fibres grossières de la zone médiane. 2- Section montrant des fibres fines de la couche papillaire. 3-Section montrant des fibres de la zone médiane du derme réticulaire. 4-Section montrant des fibres de la zone profonde du derme réticulaire (tirée de (Brown 1972))

alpha polypeptidiques associées (figure 1.3). Une chaîne alpha est constituée de 1400 acides aminés. Ces chaînes sont reliées par des liaisons hydrogène et des liaisons covalentes (Pauling & Corey 1951). Les molécules de tropocollagène sont synthétisées par les fibroblastes et ensuite polymérisées dans la matrice extracellulaire (MEC) pour former des fibrilles, qui s'organisent pour former des fibres de collagène (figure 1.3). Pouvant se combiner de différentes manières, chaque structure propre de collagène donne un type de collagène.

À ce jour, 28 types de collagène ont été identifiés (Kadler et al. 2007), (Myllyharju & Kivirikko 2004), (Reihsner et al. 1995), (Shoulders & Raines 2009) dont 90% dans le corps humain est fibrillaire. Chaque type de collagène se retrouve dans

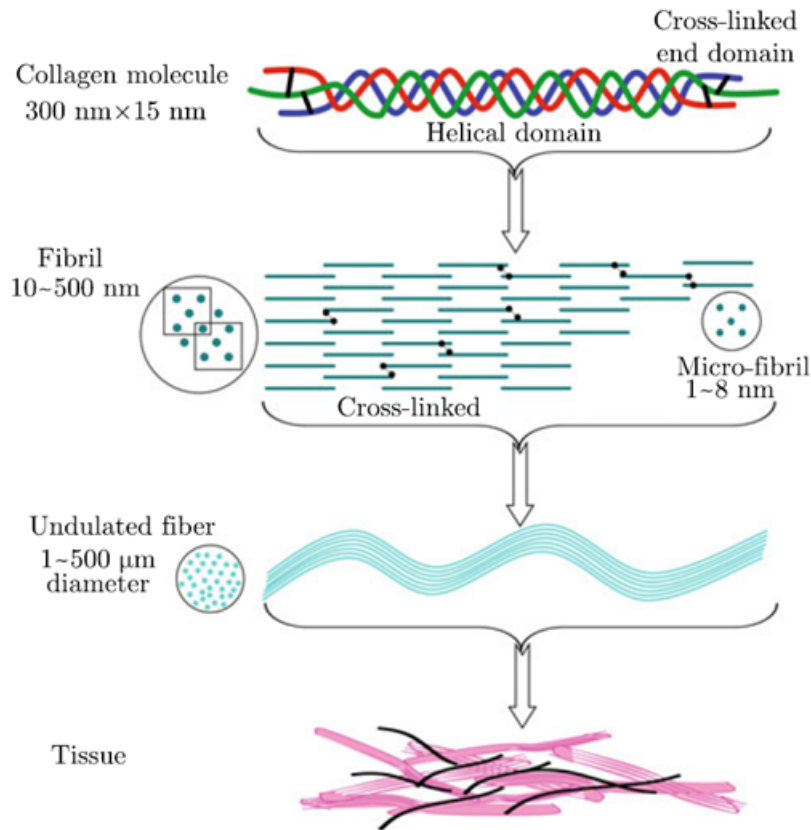


Figure 1.3.: Configuration moléculaire/fibrillaire de collagène type I (tirée de (Xu & Lu 2011))

des organes particuliers. Les types les plus abondants de collagène de la peau sont les types I et III. D'autres types de collagène dans la peau sont : VI, VII, VIII, XII, XIII, XIV, XVI, XXVIII (Shoulders & Raines 2009). Les autres types de collagène sont absents dans le tissu cutané. La fonction principale des fibres de collagène est de fournir le cadre structurel et la force des tissus conjonctifs (Silver et al. 2003). La perturbation du métabolisme du collagène génère des maladies tels que la sclérodémie et le psoriasis, connues respectivement par l'épaississement et le durcissement de la peau causés par l'accumulation de collagène (Rodnan et al. 1979) (Uitto et al. 1979). En général, les maladies impliquant une réduction de la teneur en collagène de la peau sont caractérisées par une peau atrophique. En revanche, les maladies impliquant une augmentation de quantité de collagène sont caractérisées par une peau épaisse et tendue (cas des chéloïdes par exemple) et l'élasticité de la peau est limitée, si elle n'est pas complètement inexistante (Oikarinen 2001). Les fibres de

collagène de type I et de type III, mécaniquement rigides, confèrent à la peau sa résistance mécanique à la traction. Par ailleurs, elles constituent l'acteur principal dans la cicatrisation ([Singer & Clark 1999](#)).

1.3.2. Arrangement des fibres de collagène dans la peau

Les chirurgiens ont depuis longtemps compris l'intérêt de respecter l'orientation privilégiée des fibres dans la peau pour optimiser les interventions chirurgicales au niveau esthétique mais aussi au niveau fonctionnel. Un modèle de réseau régulier de fibres dans les sites de peau fortement clivable (de forte tension cutanée) a été postulé par Langer (1861a) (avec un maillage rhomboïdal), [Cox \(1941\)](#) et [Ridge & Wright \(1966a\)](#). Cependant, Cox suggère que l'arrangement en réseau régulier de fibres ne semble être observé qu'après la perforation avec un instrument en forme de cône pointu, et il est probable que la configuration cutanée des fibres de la peau soit perturbée par le processus de perforation et que les fibres deviennent disposées longitudinalement dans la direction de tension de la peau par un processus d'adaptation de la structure au chargement ([Cox 1941](#)).

Par ailleurs, l'analyse quantitative par microscopie électronique à balayage de la peau de l'abdomen a montré une orientation préférentielle des fibres dans le derme de la peau non perforée ([Brown 1972](#)) (figure 1.2). [Ridge & Wright \(1966a\)](#) ont postulé une structure de fibres en réseau régulier théorique dont l'angle de la direction moyenne des familles de fibres par rapport à la direction de lignes de Langer est un peu moins de 45°. Récemment, [Annaiidh et al. \(2012\)](#) ont identifié un réseau de deux familles de fibres dispersées de collagène dans la peau observé par microscopie confocale sur des coupes histologiques, en utilisant un algorithme de traitement d'image. Les auteurs ont identifié un angle d'orientation préférentielle des familles de fibres de 41° par rapport à l'axe de symétrie entre les directions des deux familles de fibres (figure 1.4).

1.3.3. Les fibres d'élastine

Les fibres d'élastine sont des protéines fibreuses qui constituent 2 à 4% du poids sec de la peau. Les fibres élastiques sont les fibres les plus matures et épaisses des fibres d'élastine dont elles constituent 90% ([Braverman & Fonferko 1982](#), [Silver et al. 2002](#)). La plus grande densité des fibres d'élastine se trouve dans le derme réticulaire. Les fibres d'élastine sont particulièrement importantes pour l'élasticité

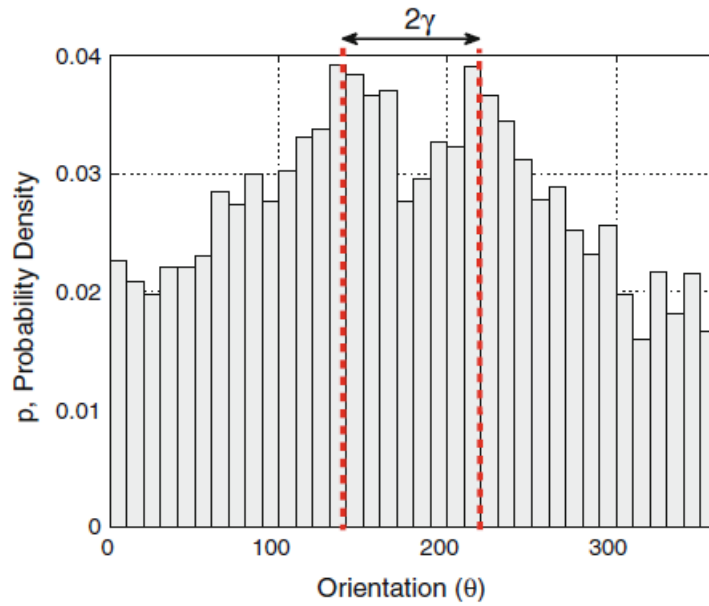


Figure 1.4.: Histogramme des orientations des fibres de collagène. Les deux pics distincts correspondent à l'orientation préférentielle des deux familles de fibres. L'angle $\gamma = 41^\circ$ correspond à la moitié de la distance entre les deux pics (tirée de (Annaidh et al. 2012))

globale de la peau et jouent un rôle essentiel dans le soutien et le maintien des cellules en bonne santé. Elles donnent au tissu cutané sa capacité d'étirement et de rappel. Certaines maladies de la peau impliquant une réduction de la teneur en élastine de la peau sont caractérisées par une peau ridée et affaissée. En revanche, certaines maladies impliquant une augmentation de la quantité d'élastine sont caractérisées par une peau épaisse et inélastique ; tel est le cas du pseudoxanthome élastique (Oikarinen 2001).

Le tissu élastique forme un réseau tridimensionnel de fibres ramifiées qui s'étend de la couche papillaire à la couche réticulaire du derme. Le réseau de fibres élastiques est parallèle à celui du collagène (Silver et al. 2003).

1.3.4. La substance fondamentale

La matrice extracellulaire comporte les fibres structurées et la substance fondamentale amorphe non structurée. La substance fondamentale est un gel hydrophile constituant environ 20% du poids sec de la peau dans lequel baigne le réseau de fibres du derme. La substance fondamentale est constituée principalement de

protéoglycanes (macromolécules de mucopolysaccharides). Les protéoglycanes sont responsables du caractère visqueux de la substance fondamentale. Les protéoglycanes sont constitués de protéines ($\sim 5\%$) et de chaînes de polysaccharides ($\sim 95\%$), qui sont liées par liaisons covalentes. Les chaînes de polysaccharides appartiennent à l'un des cinq types de glycosaminoglycanes, qui forment la majeure partie des polysaccharides de la substance fondamentale. La fonction principale de la substance fondamentale est de maintenir la cohésion de la structure du derme et de fixer une grande quantité d'eau dans les tissus (Xu & Lu 2011). Le déplacement des fibres et leur réorientation au cours d'un chargement se fait au sein de la substance fondamentale malgré les frottements entraînant une dissipation du milieu et des phénomènes visqueux.

1.4. Résumé

L'étude de la structure de la peau est une étape fondamentale pour comprendre le comportement mécanique de la peau. D'un point de vue mécanique, la peau est un matériau composite stratifié composé principalement de deux couches : une couche fine, l'épiderme, et une couche épaisse, le derme. L'épaisseur de chaque couche dépend de la localisation anatomique de la peau. Le derme réticulaire est la couche la plus épaisse du derme. Cette couche est constituée principalement d'un réseau de fibres de collagènes de type I (constituant 75% du poids sec de la peau) et de fibres élastiques (constituant 2% du poids sec de la peau) noyées dans la substance fondamentale (constituant 20% du poids sec de la peau). Le collagène et l'élastine sont importants pour l'intégrité structurale de la peau. Ainsi, des modifications de la quantité ou de la qualité de ces protéines provoquent des changements dans les propriétés mécaniques de la peau. En général, il y a clairement une interdépendance entre la structure et les fonctions mécaniques de la peau (Piérard 1999).

Chapitre 2

Essais de caractérisation mécanique

L'analyse biomécanique du tissu est fondamentale pour quantifier et qualifier le comportement du tissu vivant. C'est un élément indispensable pour faciliter le développement de l'ingénierie tissulaire et le développement de certains appareils de soin.

Les essais mécaniques les plus couramment utilisés pour caractériser les propriétés mécaniques de la peau sont classés principalement en deux catégories : les essais *ex vivo* et les essais *in vivo*. Les essais *ex vivo*, sont les essais de traction uniaxiale, biaxiale ou multiaxiale qui s'effectuent sur la peau prélevée sur le corps. Les essais *in vivo* sont variés et diffèrent selon le type de chargement et la manière de l'appliquer. Ces essais *in vivo* sont répartis eux aussi en deux catégories : la première consiste à appliquer une déformation (ou une contrainte) dans le plan de la peau telles que l'extensiométrie et la torsion, la deuxième consiste à appliquer un chargement perpendiculaire à la surface de la peau telles que la succion, l'indentation, ou l'élastographie. Dans ce qui suit, ces essais sont brièvement abordés à l'exception de l'essai d'extensiométrie uniaxial, relatif à cette étude, qui sera décrit plus complètement dans le chapitre suivant.

2.1. Essais de traction *ex vivo*

Il existe trois types d'essais de traction appliqués à la peau :

la traction uniaxiale ([Jansen & Rottier 1958](#)) ; la traction biaxiale ([Lanir & Fung 1974](#)) et la traction multiaxiale ([Reihnsner et al. 1995](#)). L'essai de traction uniaxial de la peau est similaire à l'essai de traction standard. Il permet d'étudier le comportement viscoélastique et l'anisotropie de la peau. L'essai de traction de la peau s'effectue principalement sur des échantillons de peau prélevés des cadavres ou issus des déchets postopératoires. Toutefois, le découpage, le maintien et la calibration de la peau dans le dispositif de traction présentent des conditions expérimentales

très difficiles, ceci constitue l'inconvénient majeur de l'essai de traction sur peau *ex vivo*. Un autre inconvénient, la peau *ex vivo* n'est plus dans les mêmes conditions initiales, ni les mêmes conditions aux limites ni les mêmes conditions environnementales (exemple : température) que la peau *in vivo* et ceci peut induire des modifications sur sa composition et son comportement mécanique (ex : perte de la substance fondamentale) lors de l'ablation (Daly 1966). En effet, la peau *in vivo* se trouve dans un environnement vivant et mécaniquement, elle est attachée à des couches sous cutanées (hypoderme, muscle, os) et en état de prétension. La congélation a été souvent utilisée comme méthode de conditionnement optimal de la peau *ex vivo* à des fins expérimentales (Gahagnon 2009).

2.2. Essai d'extension

L'essai d'extension consiste à solliciter la peau en traction grâce à deux patins fixés à la peau, généralement l'un fixe et l'autre mobile (figure 2.1) ou les deux mobiles se déplaçant dans deux directions opposées. Il s'agit d'un essai directionnel qui permet de quantifier l'anisotropie de la peau, de caractériser sa raideur et d'identifier ses lignes de tension naturelle. Toutefois, l'essai d'extension de la peau n'est pas un essai de traction standard classique et dans lequel les conditions expérimentales sont bien définies. L'essai d'extension de la peau est un essai qui se réalise sous des conditions initiales et des conditions aux limites mal définies et qui dépendent de la zone anatomique de la peau du sujet. En effet, lors d'un essai d'extension, la zone de la peau chargée entre les patins (que nous pouvons appeler zone utile à l'image de celle de l'essai de traction standard) est difficile à définir en géométrie et en dimensions. En d'autres termes, non seulement la zone utile est chargée, mais aussi toute la zone périphérique à la zone utile de chargement, d'une part au niveau de la surface et d'autre part au niveau de l'épaisseur. En fonction de l'anatomie et ainsi de la zone sollicitée, il n'est pas aisé de délimiter cette zone périphérique dont la réponse à la sollicitation peut être inconnue. La peau se présente comme un multicouche dont l'hétérogénéité est importante, en particulier l'hypoderme, situé à quelque millimètres de profondeur, a un comportement très différent de la surface. L'influence de l'hypoderme est d'ailleurs souvent négligée dans les calculs, car celui-ci est considéré moins sollicité et beaucoup plus souple que la peau. Cependant, les couches profondes du tissu sont reliées aux organes et ne se déplacent pas complètement librement ce qui rapporte des efforts supplémentaires et souvent inconnus.

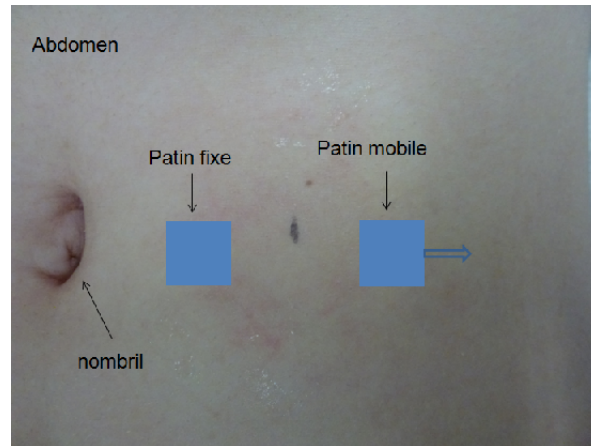


Figure 2.1.: Schéma d'un essai d'extension en traction

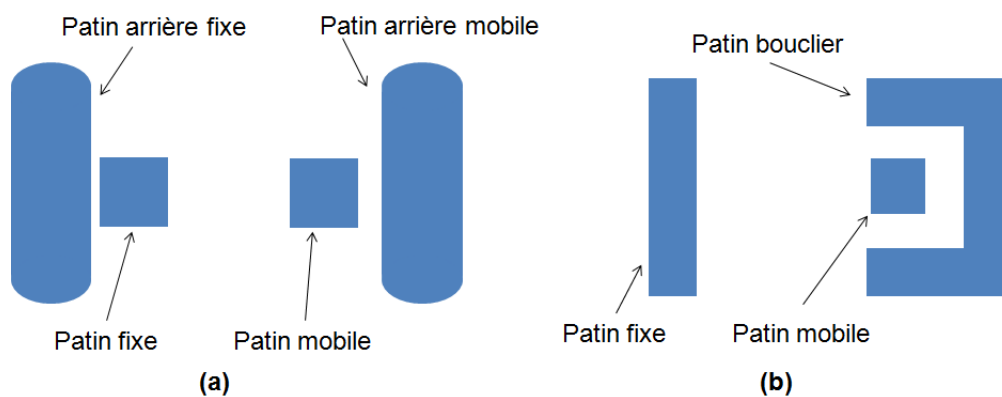


Figure 2.2.: Schéma représentatif des patins de l'extensomètre développé par : (a) [Jacquet et al. \(2008\)](#) ; (b) [Lim, Chew, Chen, Jeyapalina, Ho, Rappel & Lim \(2008\)](#).

L'influence de la zone périphérique sur la zone utile de chargement au niveau de la surface a suscité l'intérêt de [Jacquet et al. \(2008\)](#) . Les auteurs ont proposé d'ajouter deux patins plus longs que les patins principaux et situés derrière ceux-ci afin de limiter l'influence des forces périphériques parasites (figure 2.2-a). Les travaux de [Lim, Chew, Chen, Jeyapalina, Ho, Rappel & Lim \(2008\)](#) ont repris cette idée et amélioré un prototype en ajoutant un patin bouclier entourant le patin de mesure pour protéger celui-ci de l'influence de la zone arrière et de la zone latérale

(figure 2.2-b). Le patin bouclier en forme de U repousse les efforts parasites sur le patin de mesure au delà du bouclier et rapporte entre les deux patins (mesure et bouclier) une zone à contrainte nulle.

2.3. Essai de succion

L'essai consiste à appliquer perpendiculairement à la peau durant quelques secondes une dépression au sein d'une chambre d'aspiration collée à la surface de celle-ci. La peau forme ainsi une calotte hémisphérique à l'intérieur de la chambre. La flèche de la calotte est mesurée en fonction du temps et de la dépression appliquée (figure 2.3). Une fois la dépression supprimée, la flèche est mesurée jusqu'à ce que la peau retrouve son état initial. La flèche est généralement mesurée grâce à un système optique ou ultrasonore (Agache 2000).

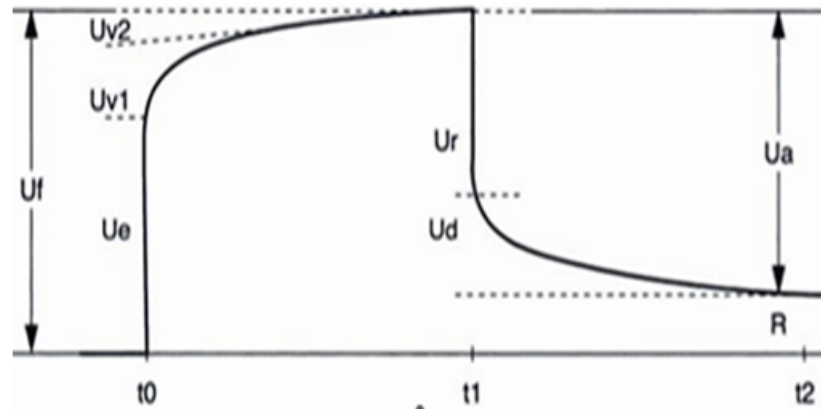


Figure 2.3.: Courbe typique de la déformation en fonction du temps issue d'un essai de succion (tirée de (Agache 2000))

Les paramètres permettant de décrire le comportement de la peau lors de l'essai de succion sont :

U_e : déformation élastique, elle correspond à la hauteur du soulèvement immédiat ;

U_v : déformation visqueuse, elle correspond à la hauteur du soulèvement retardé ;

U_f : déformation totale, elle correspond à la hauteur de soulèvement final ;
 $U_f = U_e + U_v$

U_r : recouvrance immédiate, elle correspond à la rétraction immédiate dès suppression de la succion.

U_d : recouvrance retardée , elle correspond à la rétraction retardée.

U_a : recouvrance totale , elle correspond à la rétraction totale lors de l'arrêt de l'essai

R : déformation résiduelle

Ces paramètres phénoménologiques varient en fonction de la dépression qui dépend du dispositif du succion. Deux dispositifs de succion sont généralement utilisés en clinique ; le Dermaflex et le Cutometer. Le Dermaflex comporte une chambre de succion de 10 mm de diamètre et permet des dépressions jusqu'à 50 kPa durant 2 à 20 secondes. le Cutometer quant à lui, comporte une chambre de succion de 2, 4, 6 ou 8 mm de diamètre et permet des dépressions allant de 10 à 50 kPa durant 0.1 à 60 secondes.

Lors d'un essai de succion, la taille de la chambre et la dépression appliquée sont deux facteurs importants dans la mesure des paramètres de comportement de la peau sollicitée. La sollicitation mécanique des différentes couches de la peau dépend de ces facteurs. En effet, l'hypoderme est sollicité par une grande dépression appliquée à une grande surface, tandis que le Stratum Corneum est plutôt sollicité par une petite surface d'aspiration. Lorsque l'aspiration est appliquée à une petite surface, seul l'épiderme est fortement sollicité (voir le Stratum Corneum). Lorsque l'aspiration est plus forte et appliquée à une surface plus grande, toutes les couches du tissu sont sollicitées, y compris l'hypoderme voire les organes sous cutanées. Cependant, il est très difficile de distinguer la contribution de chaque couche, vue l'état de contrainte de la zone sollicitée (traction+compression) [Serup \(2001\)](#).

2.4. Essai de torsion

L'essai de torsion consiste à appliquer une torsion sur un anneau de peau placé entre un disque central et un autre disque périphérique (ou une plaque) tous deux collés à la peau en imposant un couple de rotation constant au disque central (figure [2.4](#)). La déformation mesurée de la peau correspond à l'angle de rotation de la peau enfermée à l'intérieur. L'angle de torsion de la peau est ainsi mesuré en fonction du temps et en fonction du couple de torsion. Les disques sont généralement collés à la peau par un adhésif double face ([Agache 2000](#)). .

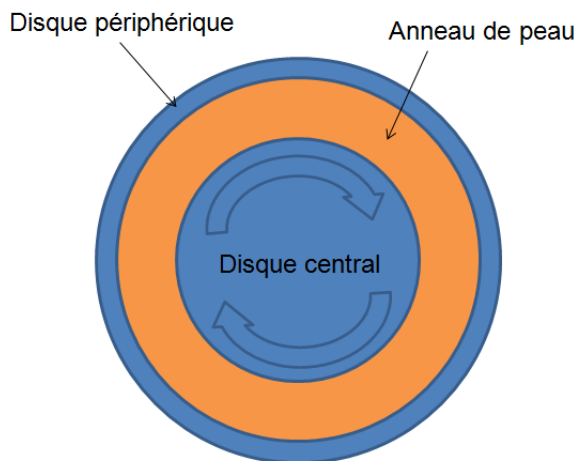


Figure 2.4.: Illustration de l'essai de torsion

Lors d'un essai de torsion, les paramètres standard de déformation (U_e , U_v , ...) similaires à ceux de la succion mais obtenus à partir de l'essai de torsion, peuvent être mesurés en fluage. Ces paramètres sont mesurés avec des dispositifs de torsion. A notre connaissance, les dispositifs de torsion les plus utilisés en clinique sont : le Dermal Torque Meter, le Diastron Ltd., et le Andover, U.K. Selon le dispositif, le couple de torsion appliqué varie entre 4 et 57 mN.m, le diamètre du disque central est 18 ou 25 mm et la largeur de l'anneau de peau testée est 1, 3 ou 5 mm. Comme en succion, la sollicitation mécanique des différentes couches de la peau dépend de ces derniers facteurs. Des torsions importantes avec une largeur de l'anneau élevée risque d'impliquer l'hypoderme. Enfin, l'essai de torsion permet de calculer le module de cisaillement (Vescovo 2002) et le module d'élasticité (Delalleau 2007). Cependant, cet essai est un essai axisymétrique et ne permet donc pas d'étudier l'anisotropie de la peau (Vescovo 2002) dont l'effet est moyenné (Hendriks 2005).

2.5. Essai d'indentation

L'essai d'indentation consiste à appliquer une charge (force de pression) à la peau grâce à un indenteur et à mesurer l'enfoncement qu'elle produit à la surface de la peau. L'essai peut être réalisé en régime quasi-statique, à charge imposée, à enfoncement imposé, sous sollicitations harmoniques, avec ou sans contact. Le rayon de l'indenteur doit être petit devant l'épaisseur de la peau et l'enfoncement ne doit

pas dépasser 700 μm pour minimiser l'influence des tissus sous-jacents (Payne 1991). Le stratum corneum influence peu les résultats d'un essai à faible pression sur le front (Dikstein & Fluhr 2006). L'auteur montre l'influence de l'hydratation et de l'âge, et que les résultats sont plus sensibles au réseau d'élastine qu'au réseau de collagène. La difficulté des grandes déformations et du coefficient de friction entre l'indenteur et la peau est abordée par (Zhang et al. 1997) par un modèle EF non linéaire et poursuivie par (Payne 1991) qui propose une analyse du frottement et du comportement adhésif du contact entre l'indenteur et la peau ainsi qu'une étude de l'anisotropie grâce à l'introduction d'un indenteur en forme de dièdre. Ce dernier étudie également l'influence des différentes couches de la peau sur le comportement global du tissu lors de cet essai. En indentation dynamique, les travaux à des fréquences de 10 à 100 Hz (Boyer et al. 2009) ont montré la forte sensibilité de la mesure à l'état de tension naturelle cutanée et la relation entre l'état du réseau micro dépressionnaire cutané et la raideur mesurée. La même équipe de recherche (Zahouani et al. 2011) met en évidence une augmentation significative du facteur d'amortissement avec l'âge. Un dispositif sans contact dans lequel l'indenteur classique est remplacé par un jet d'air est proposé (Boyer et al. 2012). Le frottement indenteur/surface de la peau peut alors être éliminé de la modélisation du comportement, ce qui apporte une simplification appréciable.

2.6. Essais d'élastographie ultrasonore

L'élastographie ultrasonore se subdivise en élastographie dynamique et élastographie quasi-statique. La première technique repose sur l'analyse des vibrations mécaniques de la peau considérée comme une membrane mince dans laquelle sont générées des ondes sonores de cisaillement (Agache 2000). Dans cette technique, le paramètre de la peau calculé est le module de Young. Ce module est calculé à partir de la vitesse des sons propagés et la densité de la couche de la peau sollicitée. L'atténuation et le spectre des fréquences des ultrasons propagés dans la peau sont analysés pour quantifier les propriétés viscoélastiques du tissu. En particulier une étude originale (Prevorovsky et al. 2007) a mis en évidence une corrélation entre l'état de tension de la peau et la vitesse des ondes ultrasonores dans la peau. La deuxième technique consiste à mesurer les déformations de la peau induite par une contrainte externe telle que la compression, la dépression et l'étirement (Gahagnon 2009). L'acquisition des images ultrasonores permet de nous informer sur la rigidité du milieu (mou ou rigide).

2.7. Conclusion

Les différents essais évoqués apportent tous des informations pertinentes caractérisant le comportement de la peau et leur intérêt vient de la nécessité de multiplier le type de sollicitation pour tenir compte de la complexité structurelle du tissu. En effet, chacun d'eux donne la réponse de la peau à un type de sollicitation et éclaire une particularité de son comportement sous sollicitation mécanique : la torsion et la succion introduisent le cisaillement et génèrent une sollicitation plus au moins importante des couches profondes ; l'élastographie est très sensible à l'absorption du tissu ; l'indentation apporte une perturbation locale de la surface. L'extension de la peau est un essai directionnel à partir duquel l'anisotropie est abordée en considérant un essai comportant principalement la composante traction du tenseur de contraintes et s'approchant d'un essai où la sollicitation est homogène et, bien que la non linéarité du comportement soit mise en évidence par chacun des essais précédents, l'essai d'extension apparaît comme l'essai sans couplage des sollicitations et donc permet directement d'interpréter les courbes contrainte-déformation. Il est cependant, comme les autres tests de caractérisation, fortement influencé par la tension du tissu, ce qui rend difficile l'identification directe du comportement intrinsèque. L'étude qui suit concerne le comportement hyperélastique et anisotrope de la peau.

Chapitre 3

Prétension et comportement hyperélastique du tissu cutané

3.1. Introduction

La comparaison de courbes d'extension *in vivo* ou *ex vivo* (peau rétractée) suffit à montrer l'importance de prendre en compte la tension biaxiale du tissu *in vivo* dès lors qu'une identification du comportement intrinsèque est recherchée. Les deux aspects sont présentés ci-dessous pour aborder la notion de pré-contrainte initiale d'une part et la notion de comportement intrinsèque d'autre part. Le terme explicite de "tension cutanée" est conservé même si mécaniquement il peut être considéré comme impropre.

3.2. Tension cutanée

En mécanique des matériaux, il est aisé de distinguer la contrainte initiale d'un tissu auquel on s'apprête à imposer une sollicitation additionnelle, de la contrainte interne d'un tissu liée au processus d'élaboration, à l'hétérogénéité et à une histoire différente des déformations des composantes du tissu (cas d'un tissu renforcé par des AMF par exemple). Dans l'étude mécanique de la peau, cette distinction peut être faite également mais les études expérimentales visant la détermination du champ de pré-contrainte dans la peau mélangent surtout les deux notions car la réponse *in vivo* fait apparaître l'effet simultané de ces contraintes additionnelles et en particulier, les liens sous cutanés ne sont pas toujours libérés quand on évalue la rétraction de la peau après incision.

3.2.1. Manifestation de l'état de tension *in vivo* de la peau

Lors du traitement d'un patient souffrant d'une blessure causée par un stylet à lame circulaire, Dupuytren (1834), cité par Cox (1941), a observé que la plaie prend une forme ellipsoïdale au lieu d'une forme circulaire. Afin de mettre en évidence

cette observation, Dupuytren a perforé des cadavres avec une lame circulaire. À l'issue de cette expérience, il a observé que les plaies circulaires prennent une forme ellipsoïdale. La forme ellipsoïdale de plaie montre que la peau se rétracte autour de la plaie. Il a alors été supposé que la peau *in vivo* est en état de tension. Malgaigne (1838), cité par Langer (1978a), a recommandé la technique de perforation en tant que méthode appropriée à l'étude de la texture de la peau préalablement à une pratique chirurgicale

3.2.2. Détermination des lignes de tension de la peau

Langer (1978a) a mené des études systématiques sur la texturation de la peau. Il a perforé selon un schéma très serré (plaies placées aussi près que possible), la peau d'une grande série de cadavres de différents âges avec un poinçon rond (sharp spike) de 2 cm de long et de pointe conique d'environ 2 mm de diamètre à la base. Afin de vérifier l'influence de la taille du poinçon sur les résultats, Langer a utilisé ensuite un deuxième poinçon de 13.2 cm de long et 1.2 cm de diamètre à la base. En règle générale, il a trouvé que les résultats ne sont pas influencés par les dimensions du poinçon. Les pointes des poinçons utilisées par Langer étaient toujours fortes et bien graissées et toujours poignardées perpendiculairement à la peau dans n'importe quelle partie du corps où l'os se trouvait sous la peau. Comme Dupuytren (1834), Langer a obtenu des plaies ellipsoïdales. En joignant les grands axes des ellipses, il a produit une série de lignes de clivage (figure 3.1), depuis connues sous le nom des lignes de Langer.

Cependant, Langer a constaté lors de ses expériences que, tandis que ces lignes gardent constamment la même orientation sur certaines parties du corps telles que celles des articulations, sur d'autres parties du corps elles montrent parfois des variations mineures par exemple sur le visage, le dos et la poitrine, et parfois des grandes variations, par exemple sur la zone centrale de l'avant-bras et de la jambe et de la paroi abdominale antérieure. À cet égard, Langer a trouvé que ces variations semblent dépendre de la constitution du cadavre. Plus tard, les lignes de Langer ont été considérées comme guide pour faire les incisions. Toutefois, ce guide a été remis en question par Webster (1935), cité par (Kraissl 1951) et Conway (1938), cité par (Kraissl 1951). Ces derniers préconisent aux chirurgiens plutôt de suivre les lignes des rides de la peau au lieu des lignes de Langer pour faire les incisions.

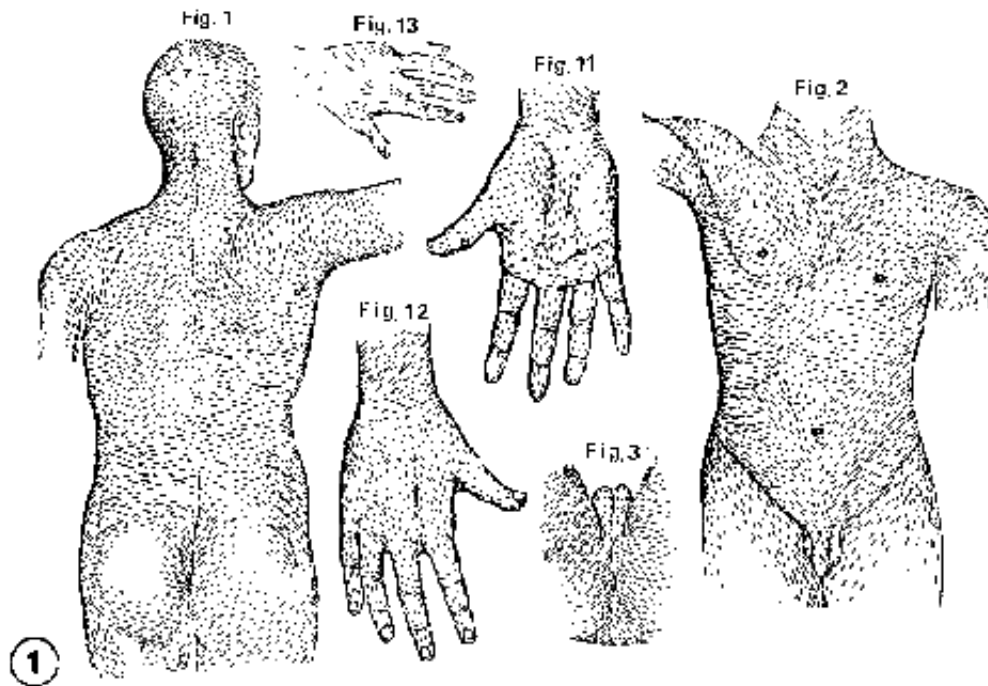


Figure 3.1.: Lignes de Langer (tirée de [Langer \(1978a\)](#))

[Cox \(1941\)](#) a renouvelé les expériences de Langer sur 28 cadavres. Il a utilisé un métal pointu de diamètre 1 cm pour percer la peau en s'assurant une profondeur de pénétration approximative de 1 cm. À l'issue de ces expériences, Cox a déterminé des lignes de clivage qui diffèrent un peu des lignes de Langer, notamment dans certains sites anatomiques tel que l'abdomen (figure 3.2). Par ailleurs, [Cox \(1941\)](#) a trouvé que les lignes des rides, à quelques notables exceptions près, coïncident généralement avec les lignes de clivage déterminées. Ces exceptions se produisent principalement sur la paume des mains, la plante des pieds, au niveau du coude, du genou et de la cheville. En plus, Cox a postulé une relation entre le motif des lignes de clivage déterminées et la corpulence. Il a également postulé que le motif de ligne de clivage reste inchangé sur la peau prélevée du cadavre et que les lignes de clivage sont purement intrinsèques.

[Kraissl \(1951\)](#) a élargi l'utilisation des lignes des rides sur tout le corps pour identifier les lignes de tension de la peau. Kraissl a montré que les lignes des rides de la peau sont pour la plupart perpendiculaires aux lignes d'action des muscles sous-jacents. Plus tard, [Borges & Alexander \(1962\)](#) ont élaboré d'autres lignes comme étant les lignes de tension cutanée appelées, les lignes de tension de la peau détendue

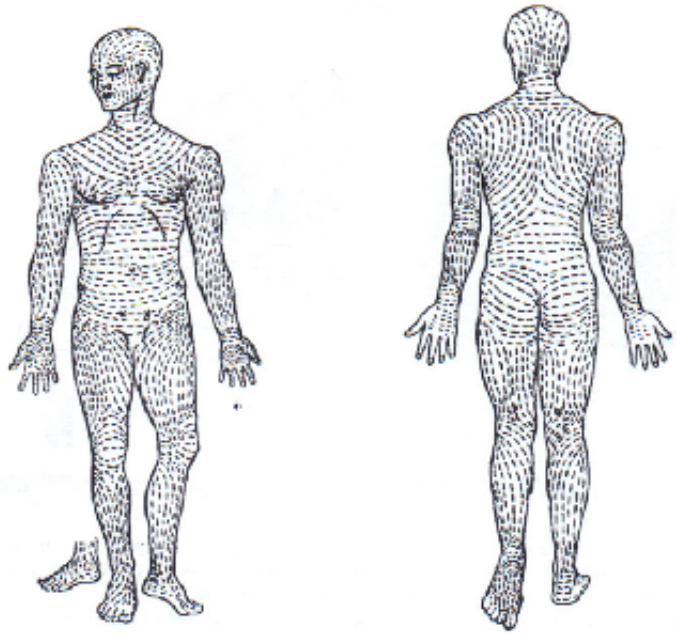


Figure 3.2.: lignes de clivage selon Cox (tirée de [Cox \(1941\)](#))

(en Anglais Borges' RSTLs¹). Ces lignes ont été identifiées par pincement de la peau. Lorsque le pincement est à un angle droit par rapport aux lignes de tension cutanée, les lignes créées sont uniformes et linéaires. Ce qui n'est pas le cas lorsque le pincement est à angle différent ([Waldorf et al. 2002](#)). Une comparaison entre les différentes lignes de tension de la peau élaborées au niveau du visage est illustrée par la figure (3.3). [Borges & Alexander \(1962\)](#) ont noté qu'à l'exception de quelques sites notamment dans la région sous-mentonnière, zone latérale de l'œil, et l'arête nasale latérale, ces lignes de tension (c.à.d. lignes de Borges) coïncident étroitement avec les lignes de ride décrites par Kraissl. Cependant, les lignes de Borges et les lignes de Kraissl diffèrent considérablement des lignes de Langer dans certains sites du corps tels que l'abdomen. Les lignes de Borges et les lignes de Kraissl au niveau de l'abdomen sont en grande partie transversales ([Waldorf et al. 2002](#)). La technique pratiquée par [Borges & Alexander \(1962\)](#) reste subjective et notamment par ce que le pincement est appliqué manuellement.

1. Relaxed skin tension lines



Figure 3.3.: (A) lignes de tension cutanée de Borges. (B) Comparaison des lignes de tension cutanée de Borges et lignes des rides de Kraissl (rouge). (C) Comparaison des lignes de tension cutanée de Borges et lignes de Langer (rouge) (tirée de [Waldorf et al. \(2002\)](#))

Récemment, [Bush et al. \(2007\)](#) ont élaboré d'autres lignes de tension de la peau du visage et du cou. Au détour de l'excision de 75 naevi par biopsie circulaire sur 72 volontaires, un repère vertical centré sur chaque naevus a été systématiquement tracé. Après l'excision, l'examen des plaies résultantes distordues a permis de mesurer l'angle entre le repère initial et l'axe longitudinal de la plaie dans six expressions de visage : (a) Face au repos, (b) la bouche ouverte, (c) souriant, (d) les yeux fermés, (e) les sourcils froncés, (f) les sourcils levés (figure 3.4). Le but était de montrer l'influence du mouvement du visage sur les repères géométriques de la plaie appelés lignes de Bush. Pour faciliter la comparaison, une représentation schématique standard de la face est indiquée plutôt que de représenter l'expression spécifique. Le but était de montrer l'influence du mouvement du visage sur les repères géométriques de la plaie appelés lignes de Bush.

En comparant ces lignes avec les lignes de Langer, de Kraissel et de Borges, Bush a trouvé selon les sites des similitudes et des différences. Bush a conclu que les lignes de Langer, lignes de Kraissl et les lignes de Borges ne sont pas une caractéristique statique mais dynamique et que chacune de ces lignes peut être un «instantané» de la situation dynamique de l'ensemble.

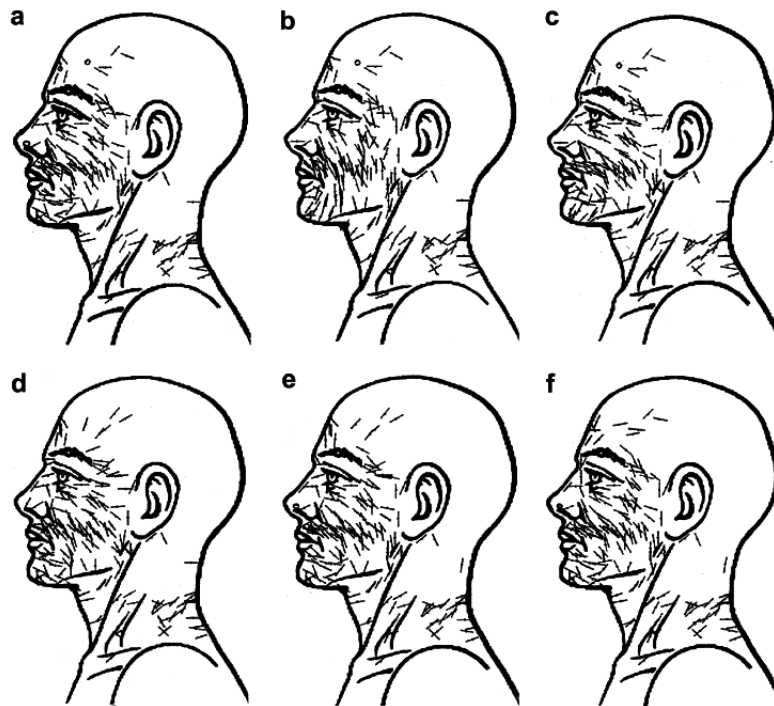


Figure 3.4.: Représentations schématiques des orientations des axes des plaies dans les six expressions faciales normalisées. Les cercles indiquent les zones où les plaies sont restées circulaires (tirée de [Bush et al. \(2007\)](#))

D'autre part, ces techniques fortement invasives utilisées par [Langer \(1978a\)](#), [Cox \(1941\)](#), et [Bush et al. \(2007\)](#) ne sont pas applicables *in vivo*. D'autres auteurs, [Stark \(1977\)](#) et [Gibson et al. \(1969\)](#) ont proposé des solutions expérimentales non invasives. Il s'agit de quantifier *in vivo* l'extensibilité de la peau selon des directions différentes et dans différents sites du corps. Pour cela, des tests d'extension uniaxiale ont été réalisés sur différents sites de l'abdomen de trois hommes ([Stark 1977](#)) : Des cercles de diamètres de 30 mm ont été tracés sur la peau (figure 3.5). Le chargement a été ensuite appliqué successivement et à trois reprises selon quatre axes repérés par rapport aux lignes de Langer (0° , 45° , 90° , 135°) en positionnant les patins de l'extensomètre le long de ces axes aux extrémités des diamètres des cercles.

La mesure des diamètres "étendus" a permis de construire un diagramme polaire symétrique et régulier pour chaque site (figure 3.5). Les valeurs de l'extension maximale de la peau (appelé déformation limite) et la rigidité maximale (appelée

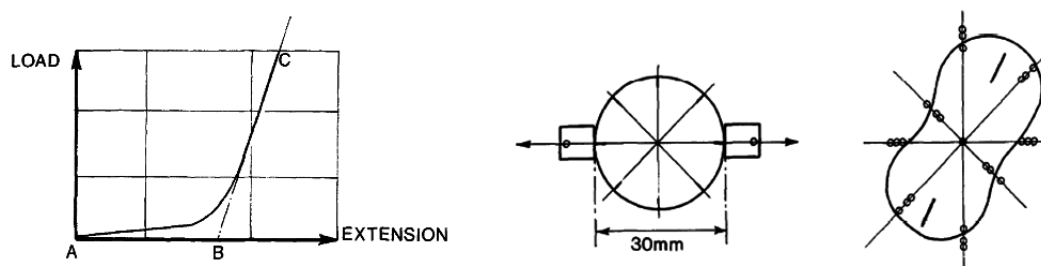


Figure 3.5.: A gauche, courbe charge-extension. AB “déformation limite”, la pente CB “Rigidité terminale”. Au milieu, marquage de la peau pour les tests d’extension directionnelle. A droite, trois essais d’extension réalisés dans chaque direction. Exemple de diagramme polaire obtenu pour chaque paramètre pour chaque site (tirée de Stark (1977))

rigidité terminale) ont été reportées (figure 3.5). Dans de nombreux sites, Il a été noté que la direction de la déformation limite maximale est la même que celle de la rigidité terminale minimale et vice versa. Une très grande variabilité de ces deux paramètres a été constatée en fonction des sites et de l’orientation du chargement. Les valeurs extrêmes rapportées sur les paramètres étaient de 25 à 48% pour la déformation limite, et 27 à 290 g/mm pour la rigidité terminale. Une corrélation très étroite entre les lignes de Langer et la direction de la déformation limite minimale (et de la rigidité terminale maximale) a été constatée, ce qui établit que les directions d’extensibilité minimale correspondent aux lignes de Langer. Une série similaire d’essais a été effectuée sur d’autres parties du corps (tels la poitrine, les cuisses, etc...) a donné des conclusions similaires. Un exemple de variations directionnelles de déformation est illustré par la figure (3.6).

Cependant, les directions d’extensibilité minimale ont été mises en corrélation avec les lignes de Langer considérées comme étant les lignes de la tension cutanée. Or, ces dernières ont été également associées à d’autres lignes.

La technique proposée par Stark (1977) a été appliquée par Lim (2008). Comme Stark (1977), Lim retrouve sur la peau porcine un faible écart (inférieur à 4°) entre les lignes de Langer et les directions d’extensibilité minimale. Toutefois, les résultats obtenus sur la peau humaine et la peau animale restent incomparables parce que les caractéristiques biomécaniques telles que l’anisotropie, la dépendance du temps, etc... , chez les animaux et chez l’homme ne sont pas comparables (Kenedi et al. 1975). D’autres part, Lim se réfère aux lignes de Langer, or ces lignes n’ont pas été identifiées sur la peau humaine.

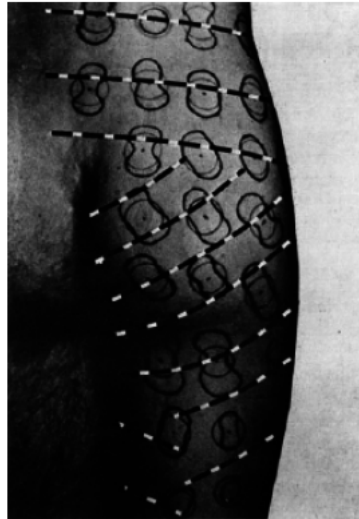


Figure 3.6.: Variations de direction d’extension à charge constante tracées sur la région fessière d’un homme. Les lignes pointillées superposées correspondent aux lignes de Langer (tirée de [Kenedi et al. \(1975\)](#)))

Une autre méthode a été proposée pour déterminer les lignes de clivage. Il s’agit d’identifier localement la direction d’extensibilité minimale, à partir des résultats d’un test de succion ([Barbenel 2006](#)). La succion consiste à isoler mécaniquement une zone de peau en fixant l’appareil de mesure sur la peau et à appliquer durant quelques secondes une dépression à la surface de la peau. La peau se soulève en formant une calotte hémisphérique. L’essai de succion standard permet de mesurer la hauteur de la calotte mais ne met pas en évidence de direction privilégiée. [Barbenel \(2006\)](#) a suggéré que la méthode d’aspiration peut être utilisée pour détecter les lignes de tension de la peau si on permet à la peau de se glisser sous la périphérie du dispositif d’aspiration, plutôt que de la contraindre à la frontière. Pour cela, l’auteur a proposé un dispositif d’aspiration qui consiste en un cylindre en plastique transparent lisse et arrondi afin de réduire le frottement de l’interface. Le cylindre comporte un piston en forme de dôme qui définit la forme et la quantité de peau aspirée dans le cylindre. Quand la peau est sollicitée, un cercle est tracé à la périphérie circulaire du cylindre d’aspiration. Lorsque l’aspiration est interrompue, la peau reprend sa configuration initiale, le cercle tracé devient une ellipse et traduit le fait que le glissement de la peau sous le dispositif ne s’est pas fait de façon homogène, ce qui permet d’introduire des directions locales privilégiées. Le grand axe de l’ellipse coïncide avec la direction d’extensibilité minimale de la peau et donc avec la ligne de Langer locale.

3.2.3. Origine des lignes de tension de la peau

L'examen microscopique des coupes de la peau perforée a été réalisé pour étudier l'arrangement des fibres de collagène dans le derme de la peau (Langer 1978a). Les résultats ont montré que la plupart des fibres sont coupées transversalement dans les sections perpendiculaires aux lignes de clivage. Par contre, les sections parallèles aux lignes de clivage ont montré que les fibres sont longues et disposées parallèlement (ou presque) aux lignes. Par conséquent, les lignes de clivage ont été attribuées à l'arrangement directionnel des fibres dans le derme de la peau (Langer 1978a)

Une autre étude a permis de visualiser par microscopie électronique à balayage le rapport entre l'orientation des fibres du derme réticulaire et les lignes de tension cutanée identifiées par la technique de Borges (Piérard & Lapière 1987). L'étude a montré une corrélation entre le redressement des faisceaux de collagène et des fibres élastiques minces du derme et les lignes de tension cutanée. Cependant une autre étude plus récente a attribué les lignes de tension à l'orientation des fibres élastiques (Zahouani & Humbert 2006). Cette étude basée sur le relief des lignes cutanées a montré que les vallées du relief définissent les lignes ou les tensions de la peau sont exercées. Celles ci sont grossièrement parallèles et orientées selon deux ou plusieurs directions et cette disposition est particulière à chaque région anatomique. La direction prédominante par la densité des vallées et leur profondeur corrèle avec les lignes de Langer (Zahouani & Humbert 2006).

3.2.4. Mise en évidence de la tension cutanée

La tension cutanée se manifeste de façon évidente quand on opère une incision à la surface de la peau et que l'on observe une ouverture de cette incision, c'est à dire une augmentation de la taille de la plaie. Cette ouverture est la conséquence de la relaxation de la tension cutanée. Inversement, en prélevant un lambeau de peau, le chirurgien observe une diminution de la taille du lambeau prélevé (appelée rétraction). Ceci pose problème dans le cas des greffes de peau car il faut adapter la taille du greffon du site donneur à celle du site receveur. De même si la greffe concerne la mise en place de substituts cutanés, l'état de tension du site receveur conditionne la géométrie du substitut adéquat ainsi que son état mécanique. La rétraction peut prendre aussi la forme d'une contraction du tissu des bords libres vers l'intérieur du domaine. Lors de sutures de plaies avec perte de substance telles les lambeaux d'avancement V-Y ou lambeaux de Pacman, le chirurgien est également confronté à

la rétraction de la peau ; ce qui complique parfois l'intervention. Dans tous les cas, la quantification de la rétraction de la peau est nécessaire lors de toute planification chirurgicale.

La rétraction de la peau est due à la tension intrinsèque de la peau (Langer 1978b). Le schéma de la figure(3.7) illustre le phénomène de rétraction d'une incision circulaire à la surface de la peau : le domaine périphérique à l'incision se rétracte et la plaie s'agrandit. Cet effet est dû à la libération de la tension de la peau (Langer 1978b) . Une fois la tension supprimée, la peau est relaxée et rétractée. La rétraction est plus grande dans la direction qui avait initialement la plus grande tension (Ridge & Wright 1966a). L'ilôt central se rétracte, il se rétrécit. L'ilôt (appelé noyau par Langer) et le défaut produit montrent tous les deux des formes ovales (Langer 1978b). Le grand axe du défaut ovale est perpendiculaire au grand axe de l'ilôt de peau dans les sites fortement clivables (Langer 1978b). La rétraction de la peau est minimale selon les lignes de clivage et maximale à travers ces lignes (Ridge & Wright 1966a).

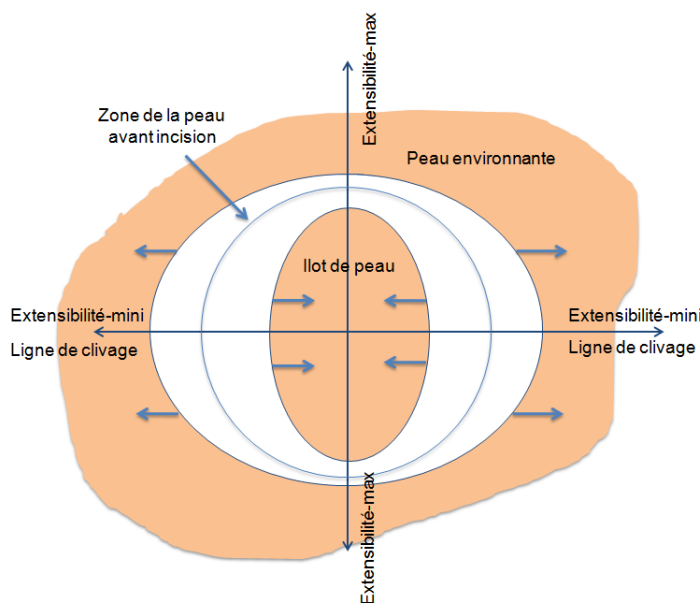


Figure 3.7.: Rétraction de la peau produite par incision circulaire.

La tension est supposée uniforme lorsque la plaie et l'ilôt de peau gardent, après rétraction, la forme circulaire au lieu de la forme ovale, tel est le cas au niveau du sternum. La tension est supposée nulle si la peau ne se rétracte pas ; tel est le

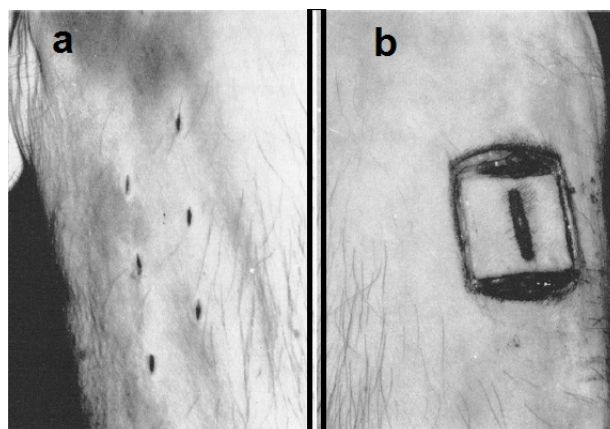


Figure 3.8.: (a) les plaies produites par poinçon circulaire de 0,476 cm de diamètre dans l'avant-bras, montrant la direction des lignes de Langer. (b) une zone carrée de peau incisée de 2.54 cm de côté, montrant une plus grande rétraction de la peau dans la direction des lignes de Langer (tirée de [Ridge & Wright \(1966a\)](#))

cas du cuir chevelu, la paume et la plante du pied ([Langer 1978b](#)). La rétraction est la manifestation de l'existence et du sens de la tension cutanée ([Langer 1978b](#)), ce qui permet de l'identifier. Cependant, la tension libérée par incision circulaire, n'est qu'une libération partielle de la tension cutanée totale appliquée naturellement sur la zone de peau circulaire. Une tension résiduelle persiste encore dans l'îlot de peau. Une fois qu'il est excisé, l'îlot de peau se rétracte encore ([Langer 1978b](#)). A ce moment, l'îlot de peau est considéré comme totalement libéré de toute tension. Par conséquent, la peau n'est complètement détendue que lorsqu'elle est libérée du tissu sous-cutané. Par ailleurs, en plus des différences individuelles, la tension de la peau dépend des mouvements des articulations et des changements physiologiques et pathologiques du corps, tels que la masse musculaire, la graisse, l'accumulation d'eau, la grossesse etc... ([Langer 1978b](#)).

Afin de quantifier la rétraction de la peau, [Ridge & Wright \(1966a\)](#) ont effectué des incisions carrées sur la peau de l'abdomen et de l'avant bras des cadavres. Chaque zone de peau incisée a été préalablement marquée avec un tampon encreur carré de 2.54 cm de côté. La ligne de Langer correspondante à chaque site est indiquée par une ligne marquée au centre du tampon (figure 3.8). La rétraction de la peau a été mesurée sur 54 carrés de peau incisées. Une rétraction moyenne respectivement de 9% et de 5% a été mesurée selon et perpendiculairement aux lignes de Langer. La rétraction de la peau est plus marquée chez les femmes que chez les hommes, dans la peau abdominale que dans la peau de l'avant-bras. Elle est encore plus prononcée

chez les sujets obèses.

3.2.5. Mesure de la tension cutanée

A notre connaissance trois méthodes principales ont été proposées dans la littérature pour la mesure de la prétension cutanée.

3.2.5.1. Première méthode

La première méthode est une méthode *in vivo*. Elle consiste à mesurer la tension cutanée à partir de l'essai d'extension. La méthode a été proposée par [Cook et al. \(1977\)](#). Les auteurs ont conçu un dispositif appelé dispositif de prétension. La méthode consiste à rapprocher incrémentalement des patins rigides fixés à la peau jusqu'à ce que celle-ci plisse. L'effort enregistré par le dispositif est la différence entre l'effort appliqué par le patin mobile sur la peau à l'extérieur des patins et l'effort de tension inconnue entre les patins. La prétension cutanée est égale à l'effort mesuré juste au moment où la peau située entre les patins commence à plisser. Les auteurs ont mesuré une tension cutanée sur le haut du dos d'un jeune homme d'environ 5 N/m, perpendiculairement aux lignes de Langer, et 24 N/m parallèlement aux lignes ; soit environ 5 kPa et 24 kPa, si on considère que l'épaisseur de la peau est 1 mm. La procédure a été appliquée sur une feuille de néoprène mince biaxialement prétendue avec un système de poulies (figure 3.9). Il s'agit de simuler l'état de prétension orthotrope de la peau *in vivo*. La méthode a été validée en comparant la prétension du néoprène mesurée par le dispositif de prétension (selon une ligne d'action du chargement des poulies), et la prétension prédéterminée.

Cependant, la prétension cutanée mesurée ne correspond pas à la prétension cutanée réelle. En effet, à la force mesurée doit s'ajouter la contribution des forces périphériques d'étirement de la peau environnante autour du patin mobile et la force de résistance du tissu sous-cutané. Par ailleurs, le moment réel lorsque la peau commence à plisser entre les patins est difficile à déterminer à l'œil nu. Enfin, la méthode ignore l'aspect pluridirectionnel du chargement réel de la peau en appliquant succinctement des efforts de contraction uniaxiale.

[Jacquet et al. \(2008\)](#) ont essayé de palier au problème de la contribution des forces périphériques d'étirement de la peau environnante en proposant une version de l'extensomètre doté d'un troisième patin servant de bouclier au patin de mesure.

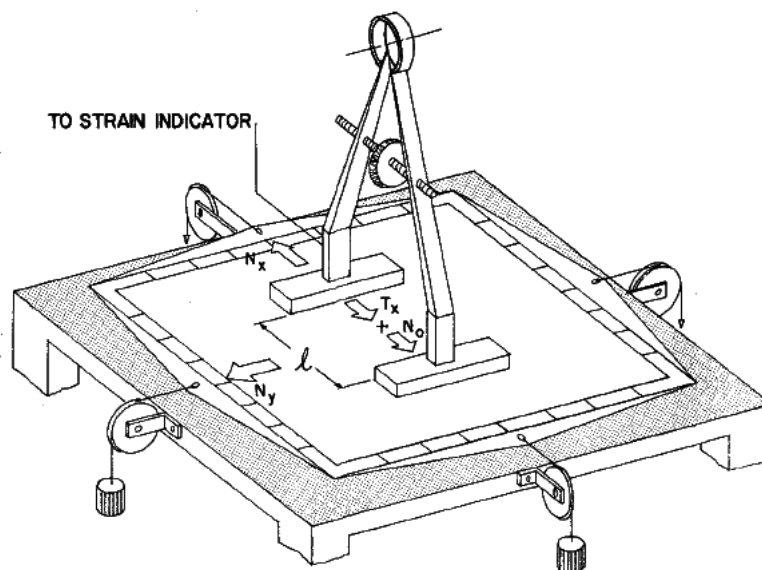


Figure 3.9.: Montage expérimental pour la vérification du dispositif de prétension (tirée de [Cook et al. \(1977\)](#))

La méthode a été validée par des tests sur des élastomères prétendus à différentes charges. Toutefois, les auteurs ont souligné une grande disparité dans les résultats obtenus sur des tests réalisés *in vivo* sur l'avant-bras pour différentes postures. La méthode n'a pas été concluante.

[Lim, Jeyapalina, Ho, Chew, Chen, Teo & Lim \(2008\)](#) ont proposé une alternative permettant d'estimer la " longueur naturelle " de la peau (c.à.d. non-prétendue). La méthode consiste à estimer la " longueur naturelle " de la peau à partir de la courbe force-déplacement de la peau entre les patins d'un extensomètre également équipé de patins de protection. Les auteurs estiment que la " longueur naturelle " de la peau correspond au point sur la courbe force-déplacement (figure 3.10) auquel la réponse de la peau quitte le domaine linéaire.

Enfin, la méthode de mesure de prétension proposée par [Cook et al. \(1977\)](#) a été appliquée par [Lim, Jeyapalina, Ho, Chew, Chen, Teo & Lim \(2008\)](#) sur la peau porcine. Toutefois, les résultats obtenus n'ont pas été vérifiés sur la peau *ex vivo*.

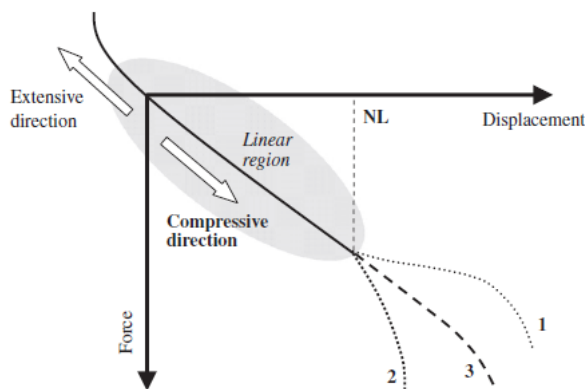


Figure 3.10.: Prédiction théorique la longueur naturelle ((NL) de la peau à partir de la courbe Force-Déplacement (tirée de [Lim, Jeyapalina, Ho, Chew, Chen, Teo & Lim \(2008\)](#))

3.2.5.2. Deuxième méthode

La deuxième méthode également *in vivo* consiste à mesurer la tension cutanée à partir de l'essai de succion. La méthode a été proposée par [Diridollou et al. \(2000\)](#). Les auteurs ont proposé un dispositif comprenant un système de succion avec un scanner à ultrasons appelé un écho-rhéomètre qui permet en même temps la visualisation et la mesure des déformations des structures de la peau *in vivo*. Une tension cutanée de l'ordre de 13.5 ± 5 kPa a été mesurée sur la peau de l'avant bras de 10 volontaires sains de sexe masculin. L'épaisseur de la peau a été mesurée par échographie. Cependant, l'essai de succion est un essai non directionnel. La tension mesurée est la même dans toutes les directions. En effet, l'essai de succion standard mesure seulement une tension moyenne.

3.2.5.3. Troisième méthode

La troisième méthode est une méthode *ex vivo*. Elle consiste à mesurer l'effort nécessaire pour remettre une pièce de peau excisée dans sa géométrie *in vivo*. Cette méthode a été développée par [Reihnsner et al. \(1995\)](#) en utilisant un équipement de chargement à 12 axes. 80 pièces circulaires de 30 mm, provenant de sites anatomiques différents ont été obtenus à partir du derme de cinq personnes en post mortem. Les auteurs ont observé que les pièces initialement de forme circulaire se rétractent après l'excision et que la rétraction est minimale selon la direction des lignes de Langer (figure 3.11). Toutefois, cela semble contradictoire avec ce qui a été préalablement montré dans la littérature [Langer \(1978b\)](#) ([Cox 1941](#)).

Afin d'estimer la prétension cutanée *in vivo*, les auteurs ont appliqué un chargement multiaxial incrémental sur chaque pièce de peau excisée jusqu'à la remettre dans sa géométrie *in vivo*. A chaque incrément, la relaxation de la peau a été réalisée dans le but de mesurer les contraintes purement élastiques. Les valeurs respectivement de déformation et de chargement ont été relevées. Les modules élastiques élémentaires ont été ensuite évalués. Le comportement non linéaire élastique de la peau a été déduit de la relation contrainte-déformation résultante. Les auteurs ont mesuré des contraintes principales maximales dans un domaine de 0.2 à 1.6 Nm/g. La valeur maximale a été relevée sur le sternum. Une importante différence entre les valeurs principales de contraintes selon et à travers les lignes d'extension minimale a été soulignée sur les sites anatomiques opposés tels que les bras supérieurs et les cuisses. L'anisotropie a été plus prononcée sur la rotule, l'abdomen et les épaules. Par ailleurs, les auteurs ont rapporté que les directions d'extension minimale ne sont pas parallèles aux lignes de Langer mais orientées d'un angle de $\pm 10^\circ$ par rapport à celles-ci.

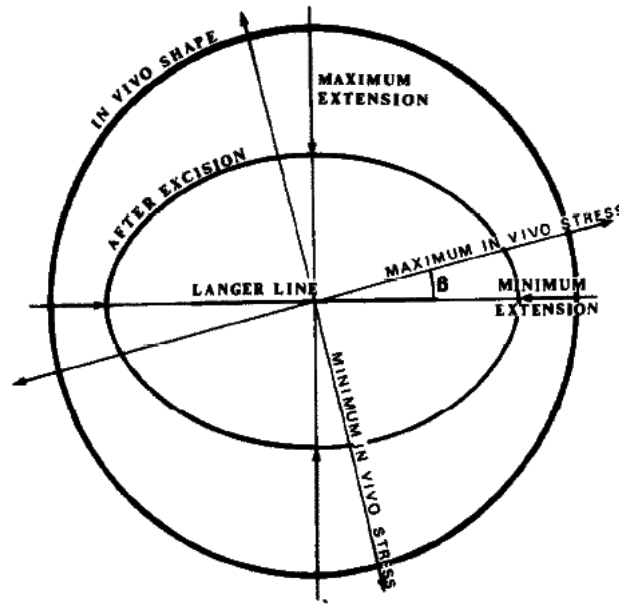


Figure 3.11.: Schéma représentant la déformation des échantillons de peau initialement circulaires en formes elliptiques après excision. Un écart moyen d'angle $\beta = \pm 10^\circ$ de la direction de la contrainte principale maximale par rapport aux lignes de Langer a été mesuré (tirée de [Reihsner et al. \(1995\)](#))

3.3. Comportement mécanique de la peau sous l'effet de la traction

Le comportement mécanique de la peau sous l'effet de la traction a été étudié par plusieurs auteurs tels que [Gibson et al. \(1965\)](#). Les effets de la traction sur la peau sous Microscopie Electronique à Balayage ont été étudiés pour la première fois par [Brown \(1973\)](#). Ces effets, mis en corrélation avec la courbe charge-déformation de la peau abdominale en traction, sont illustrés par la figure (3.12). La figure montre que la peau a un comportement non linéaire caractérisé par trois phases :

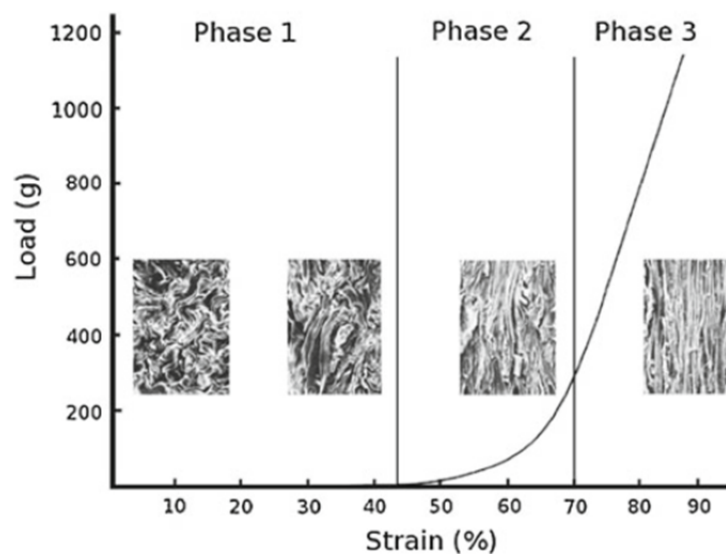


Figure 3.12.: Courbe charge-déformation obtenue à partir d'un essai de traction uniaxiale *in vitro* sur la peau abdominale en corrélation avec le comportement du réseau de fibres sous chargement. La phase I montre un système multidirectionnel de fibres ondulées qui se déplissent en fonction du chargement. La phase II montre la réorientation des fibres vers l'axe de chargement en fonction de celui-ci. La phase III montre l'alignement des fibres en fin du chargement (tirée de [Jor et al. \(2011\)](#))

Phase I : phase linéaire. Elle est caractérisée par une grande extension de la peau sous faible chargement. Dans cette phase, le comportement viscoélastique de la peau est associé à l'étirement des fibres élastiques qui sont facilement étirées, mais offrent peu d'énergie de dissipation ([Dunn & Silver 1983](#)). Vers la fin de cette phase, les fibres de collagène commencent à se déplisser ([Brown 1973](#)).

Phase II : phase non linéaire au cours de laquelle les fibres de collagène se déplissent ([Brown 1973](#)). Lors de cette phase, le chargement augmente exponentiellement en fonction de l'extension.

Phase III : phase linéaire également. Elle est caractérisée par une raideur croissante de la peau sous fortes déformations. Aux cours de cette phase, les fibres de collagène sont directement soumises au chargement ([Brown 1973](#)). Le comportement viscoélastique de la peau est associé à l'interaction des fibres de collagène avec la substance fondamentale ([Dunn & Silver 1983](#)).

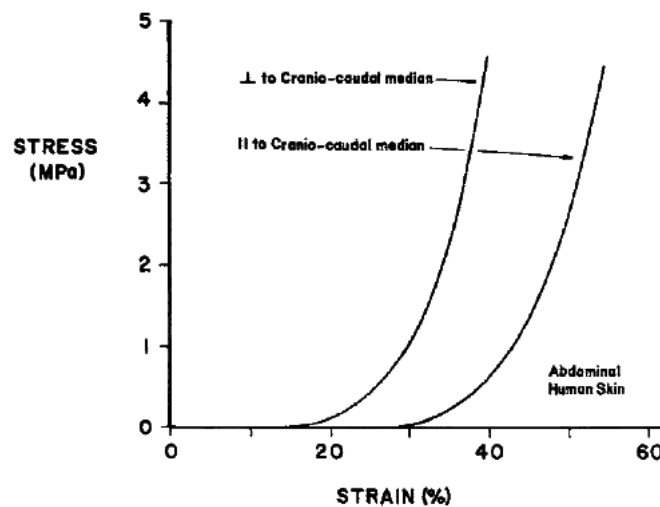


Figure 3.13.: Courbes contrainte-déformation de la peau abdominale selon et à travers la médiane crano-caudale (tirée de [Daly \(1966\)](#))

Cependant, le comportement mécanique de la peau dépend de la direction de sollicitation. Un exemple typique sur le comportement anisotrope de la peau est illustré par la figure (3.13). En effectuant des essais de traction sur la peau abdominale, [Daly \(1966\)](#) a montré que la peau est plus extensible dans le sens crano-caudale que dans le sens transversal (figure 3.13). En effet, comme les fibres sont orientées à travers l'abdomen à l'état détendu ([Cox 1941](#)), la peau abdominale est plus rigide selon cette direction ([Brown 1972](#)).

Eprouvette	$E_{\text{élastique}}$ (MPa)		E_{visqueux} (MPa)	
	initial	final	initial	final
Homme (23ans)				
10%	2.10	41.0	1.1	25
1000%	4.30	45.0	4.6	46
Femme (87ans)				
10%	0.60	15.0	0.26	5.4
1000%	1.08	7.30	1.85	8.5

Table 3.1.: Modules de Young élastique et visqueux obtenus à partir des courbes contrainte-déformation incrémentales (Silver et al. 2001).

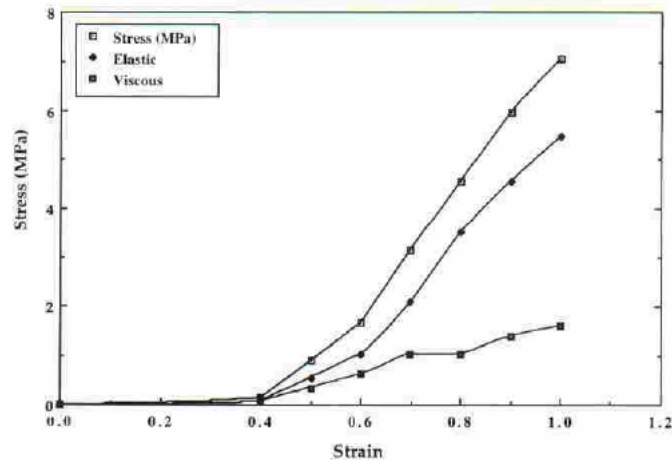


Figure 3.14.: Courbes contrainte-déformation incrémentales (élastiques et visqueuses) de la peau humaine (tirée de Silver et al. (2001))

Par ailleurs, le comportement élastique de la peau a été découplé du comportement visqueux par Silver et al. (2001) en effectuant des essais de traction uniaxiale incrémentale sur de la peau thoracique et abdominale obtenue sur cadavres, d'un jeune homme de 23 ans et d'une femme de 87 ans (figure 3.14). Les éprouvettes de peau ont été soumises à une déformation incrémentale respectivement, de 0.01 et de 10 par minute. A chaque incrément, la contrainte est mesurée à l'état initial de chargement puis à l'état d'équilibre après relaxation de la peau à une déformation maintenue. Le niveau de contrainte enregistré à l'état initial cumule la part élastique réversible et la part irréversible visqueuse de la réponse du tissu. Après relaxation, le niveau enregistré correspond à la seule part élastique. Les fibres de collagène agissent comme renforts de la substance fondamentale quand la direction de sollicitation est

alignée avec l'orientation privilégiée des fibres. Les courbes contrainte-déformation incrémentales élastiques et visqueuses sont construites en joignant respectivement les contraintes élastiques et les contraintes visqueuses correspondant aux différentes déformations. Les valeurs relevées à partir de ces essais sont données par le tableau (3.1).

3.4. Conclusion

Les études issues de la littérature sur le comportement mécanique de la peau en corrélation avec sa microstructure, montrent que la peau est un matériau complexe anisotrope, non linéaire, dépendant du temps et prétendu *in vivo*.

L'anisotropie a été mise en évidence pour la première fois par (Langer 1978a,b) en étudiant la tension cutanée. Langer a montré que la peau *in vivo* est en état de tension et que cette tension est plus forte selon certaines directions appelées les lignes de clivage. Ces lignes sont établies en joignant les grands axes des plaies ovales réalisées, en perforant systématiquement la peau du cadavre avec un instrument rond. Les axes des plaies ovales sont considérés comme étant les directions d'anisotropie spontanée de la peau.

Les lignes de clivage ont été depuis longtemps considérées et ont permis aux chirurgiens de choisir des directions d'incision compatibles avec une meilleure cicatrisation. D'autres techniques existent pour identifier les lignes de tension. Ce sont les lignes de rides proposées par Kraissl (1951) ou les lignes de la peau détendue proposées par (Borges & Alexander 1962). Cependant, une incohérence entre les lignes identifiées a été observée. L'identification des lignes d'extensibilité minimale (ou la rigidité maximale) est une méthode non invasive pour identifier les lignes de tension.

L'origine de la tension cutanée a été attribuée à l'orientation préférentielle des fibres de collagène par (Langer 1978a), mais aussi des fibres élastiques par (Zahouani & Humbert 2006). Cependant, les différents auteurs s'accordent que la peau présente une extensibilité minimale selon les lignes de tension. Par ailleurs, lors d'une incision, la peau se rétracte. La rétraction est attribuée à la tension cutanée. L'orientation de la rétraction dépend de celle des lignes de tension. La tension, la rétraction et les lignes de tension cutanée sont donc étroitement liées et interdépendantes.

La quantification de la rétraction et de la tension cutanée sont d'un grand intérêt chirurgical. Trois méthodes de mesure de la tension cutanée ont été proposées dans la littérature. Deux méthodes *in vivo* qui consistent à mesurer la tension cu-

tanée à partir de la sollicitation mécanique de la peau, respectivement en extension uniaxiale et en succion, et une méthode *ex vivo* qui consiste à mesurer l'effort nécessaire pour remettre des pièces de peau initialement circulaires dans leur géométrie *in vivo*.

La réponse de la peau à la sollicitation mécanique en traction montre que la peau a un comportement mécanique non linéaire orthotrope. Le comportement non linéaire a été associé à la réponse au chargement des fibres de collagène très denses dans le derme. A des faibles déformations, les fibres élastiques résistent faiblement au chargement montrant une phase linéaire de faible module d'élasticité dans la courbe contrainte-déformation. A des grandes déformations, les fibres de collagène résistent fortement au chargement montrant une phase linéaire de fort module d'élasticité dans la courbe contrainte-déformation empêchant ainsi une défaillance mécanique prématurée de la peau.

Enfin, la construction des courbes contrainte-déformation incrémentales explique le comportement viscoélastique de la peau. Ce comportement a été associé à la résistance de la substance fondamentale à l'orientation des fibres de collagène. Du fait de la viscoélasticité de la peau, le préconditionnement reste une autre propriété importante pour étudier le comportement mécanique de la peau mais qui n'est pas prise en compte dans la présente étude.

Chapitre 4

Modèles de comportement mécanique de la peau

4.1. Introduction

La modélisation biomécanique de la peau permet tout d'abord de prédire le comportement mécanique de la peau en vue d'une planification chirurgicale ou d'une greffe d'un substitut cutané. Elle permet aussi d'améliorer les techniques de diagnostic des maladies de la peau. Plusieurs modèles de comportement mécanique de la peau ont été proposés dans la littérature. Cependant, aucun de ces modèles n'est entièrement satisfaisant pour simuler complètement le comportement mécanique de la peau en raison de la complexité de la structure du matériau, des conditions expérimentales (conditions initiales et conditions aux limites), de l'interaction entre les différents constituants de la peau, et enfin du comportement mécanique lui-même (non linéaire, anisotrope, dépendant du temps et prétendu à l'état naturel). En outre, une seule surface de la peau est accessible pour les essais de caractérisation *in vivo*.

Principalement deux approches ont été adoptées dans la littérature pour modéliser le comportement mécanique de la peau, l'approche phénoménologique et l'approche structurelle. Tandis que l'approche phénoménologique permet de décrire le comportement mécanique d'un matériau, l'approche structurelle permet de prédire et d'expliquer son comportement en se basant sur sa microstructure et l'interaction entre les différentes composantes du matériau. En d'autres termes, les paramètres identifiés avec le modèle phénoménologique n'ont pas de signification biologique, alors que ceux identifiés avec le modèle structurel décrivent le comportement mécanique de chaque composante du matériau. Avec le modèle structurel, le comportement global du matériau est donc déterminé en combinant les comportements des éléments structurels (réponse micro-structurelle). Les modèles phénoménologiques et structurels sont classés en modèles élastiques (indépendants du temps) et visco-élastiques (dépendants du temps). Nous nous sommes intéressés aux modèles hy-

perélastiques non linéaires. Dans ce qui suit, certains de ces modèles sont présentés. Parmi ceux-ci, deux d'entre eux sont utilisés pour la modélisation du comportement mécanique de la peau.

4.2. Approche phénoménologique

4.2.1. Modèle de Tong et Fung

Tong & Fung (1976) ont proposé une loi permettant de décrire le comportement orthotrope en contrainte plane de la peau. Le potentiel d'énergie de déformation proposé est donné par :

$$\Psi = \frac{1}{2}(\alpha_1 E_1^2 + \alpha_2 E_2^2 + \alpha_3 E_{12}^2 + 2\alpha_4 E_1 E_2) + \frac{1}{2}C \exp(a_1 E_1^2 + a_2 E_2^2 + a_3 E_{12}^2 + 2a_4 E_1 E_2 + \gamma_1 E_1^3 + \gamma_2 E_2^3 + \gamma_4 E_1^2 E_2 + \gamma_5 E_1 E_2^2) \quad (4.1)$$

où α_i , a_i , γ_i et C sont les constantes du matériau. Les composantes E_i sont les déformations principales de Green Lagrange. Les quatre premiers termes de Ψ correspondent au potentiel à faibles contraintes. Le cinquième terme, de forme exponentielle, correspond au potentiel à contraintes élevées (Xu & Lu 2011).

Le modèle a été validé par Tong & Fung (1976) en se basant sur des essais biaxiaux de la peau de lapin *in vitro*. Cependant, les auteurs ont souligné que le modèle proposé dépend fortement des conditions aux limites expérimentales (Xu & Lu 2011). Ainsi, les paramètres du même échantillon diffèrent d'un essai à l'autre. Le modèle a été appliqué à la peau humaine par Jacquemoud (2007) en procédant à des simplifications : $\gamma_i = 0$, $E_{12} = 0$. L'auteur a trouvé que la loi de Tong & Fung (1976) permet de décrire correctement la première phase du comportement élastique de la peau humaine.

4.2.2. Modèle d'Ogden

Le modèle d'Ogden (Ogden 1972) du premier ordre a été choisi par Shergold et al. (2006) pour décrire le comportement mécanique de la peau et du caoutchouc de silicone. Le modèle d'Ogden est un modèle hyperélastique isotrope incompressible utilisé pour décrire le comportement non linéaire des matériaux complexes tels que les caoutchoucs et les tissus biologiques. Son potentiel d'énergie de déformation est

présenté sous la forme suivante :

$$\Psi_{\text{iso}} = \frac{2\mu}{\alpha_1^2}(\lambda_1^{\alpha_1} + \lambda_2^{\alpha_1} + \lambda_3^{\alpha_1} - 3) + \frac{\chi}{2}(J - 1)^2 \quad (4.2)$$

où α_1 est un paramètre phénoménologique du modèle d'Ogden et μ le module de cisaillement initial du matériau, λ_1 , λ_2 et λ_3 sont les trois elongations principales et χ est le module de compressibilité. J est le déterminant du tenseur gradient des déformations élastiques.

[Shergold et al. \(2006\)](#) ont réalisé des essais de compression et de traction uniaxiale sur de la peau porcine. Ils ont trouvé que le potentiel d'énergie de déformation d'Ogden du premier ordre fournit une bonne description du comportement de la peau dans une large gamme de vitesses de déformation allant de 0.004 s^{-1} à 4000 s^{-1} . En outre, ils ont montré que le coefficient α_1 du modèle est quasiment indépendant de la vitesse de déformation tandis que le module de cisaillement μ augmente avec l'augmentation de la vitesse de déformation.

Le modèle d'Ogden du premier ordre a été également appliqué par [Lim et al. \(2011\)](#) sur de la peau porcine. Les auteurs ont constaté que la vitesse de déformation de la peau porcine en traction est plus sensible perpendiculairement à la colonne vertébrale du porc.

4.2.3. Modèle de Veronda et Westmann

Afin de modéliser le comportement isotrope non linéaire de la peau, [Veronda & Westmann \(1970\)](#) ont proposé le potentiel d'énergie de déformation suivant :

$$\Psi(I) = C_1 \{ \exp[\beta(I_1 - 1)] - 1 \} - C_2(I_2 - 3) + g(I_3) \quad (4.3)$$

où C_1 , C_2 et β sont les paramètres du matériau et la fonction g est telle que $g(1) = 0$

Les auteurs ont trouvé une corrélation entre le modèle et les résultats expérimentaux obtenus à partir d'un essai de traction uniaxiale statique sur la peau de chat. Cependant, la réponse à une sollicitation multiaxiale du matériau n'a pas été examinée.

4.3. Approche structurelle

4.3.1. Modèle de Ridge et Wright

En effectuant des essais d'extension sur la peau humaine, [Ridge & Wright \(1966a,b\)](#) ont décrit la courbe obtenue par deux équations empiriques simples. La première de forme logarithmique, concerne la partie initiale de la courbe. Elle correspond à l'orientation des fibres de collagène dans la peau. Cette équation est donnée par :

$$E = x + y \ln L \quad (4.4)$$

où E est l'extension, L la charge et x et y des constantes et la deuxième équation est une loi de puissance. Elle concerne l'extension des fibres de collagène orientées. Elle s'exprime par la relation suivante :

$$E = c + mL^b \quad (4.5)$$

où E est l'extension c , m et b des constantes. La constante b représente une caractéristique des fibres de collagène et peut être décrite comme la vitesse à laquelle la rigidité des fibres augmente. La constante m donne des informations sur les aspects dimensionnels des fibres orientées. La constante m est donnée par la relation :

$$m = \frac{l}{n^b} \quad (4.6)$$

où l représente la longueur orientée non-déformée des fibres de collagène et n la surface totale des fibres de collagène sous charge. L'expression en trois dimensions du modèle n'a pas été proposée.

4.3.2. Modèle de Bischoff

En se basant sur le modèle de comportement hyperélastique isotrope de matériaux caoutchouteux de [Arruda & Boyce \(1993\)](#), [Bischoff et al. \(2002\)](#) ont développé un modèle de comportement orthotrope de la peau en supposant que son comportement non linéaire à grande déformation est dû au réseau des molécules de collagène.

Le potentiel d'énergie de déformation de ce modèle est exprimé par :

$$\Psi = \Psi_0 + \frac{nk\theta}{4} \left\{ N \sum_{i=1}^4 \left[\frac{\rho^{(i)}}{N} \beta_\rho^{(i)} + \ln \frac{\beta_\rho^{(i)}}{\sin \beta_\rho^{(i)}} \right] - \frac{\beta_\rho}{\sqrt{N}} \ln (\lambda_a^{a^2} \lambda_b^{a^2} \lambda_c^{a^2}) \right\} + B[\cosh (J-1) - 1] \quad (4.7)$$

où Ψ_0 est une constante, n est la densité de chaînes du réseau de collagène, k est la constante de Boltzmann, $\theta = 298K$ est la température absolue, N est le nombre de liaisons par chaîne, ρ est la longueur des chaînes de molécules déformées, β_ρ est la fonction de Langevin, $B[\cosh (J-1) - 1]$ est la composante compressible de l'énergie de déformation, λ_c est l'élongation de la chaîne définie par : $\lambda_c = \sqrt{(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)/3}$.

Cependant, le comportement mécanique de la substance fondamentale de la peau (à petite déformation) n'est pas pris en compte dans ce modèle puisqu'il est basé sur la mécanique statistique des molécules à longue chaînes sous étirement.

4.3.3. Modèle de Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO)

[Holzapfel et al. \(2000\)](#) ont proposé un modèle hyperélastique anisotrope tridimensionnel à deux couches pour la modélisation biomécanique des parois artérielles (media, adventice), où chaque couche est constituée d'une matrice non collagénique et de deux familles de fibres de collagène enroulées en hélice le long de l'axe artériel et disposées symétriquement par rapport à l'axe (mais avec des orientations différentes dans les couches) (figure 4.1). Le modèle proposé est censé être capable de décrire également le comportement mécanique des tissus mous tels que les tendons, les ligaments et la peau. Les auteurs ont séparé les contributions isotropes et anisotropes de la paroi artérielle. La partie isochorique du potentiel d'énergie de déformation Ψ_{isoc} proposé s'exprime par :

$$\Psi_{\text{isoc}}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A}_1, \mathbf{A}_2) = \bar{\Psi}_{\text{iso}}(\bar{I}_1) + \bar{\Psi}_{\text{aniso}}(\bar{I}_4, \bar{I}_6) \quad (4.8)$$

avec :

$$\bar{\Psi}_{\text{iso}}(\bar{I}_1) = \frac{\mu}{2}(\bar{I}_1 - 3) \quad (4.9)$$

$$\bar{\Psi}_{\text{aniso}}(\bar{I}_4, \bar{I}_6) = \frac{k_1}{2k_2} \left\{ \exp \left[k_2(\bar{I}_4 - 1)^2 \right] - 1 \right\} + \frac{k_3}{2k_4} \left\{ \exp \left[k_4(\bar{I}_6 - 1)^2 \right] - 1 \right\} \quad (4.10)$$

La partie du potentiel d'énergie de déformation $\bar{\Psi}_{\text{iso}}$ est associée à la réponse mé-

canique de la matrice non-collagénique. La matrice est supposée isotrope, puisque les fibres de collagène des tissus mous ne sont pas actives à faibles contraintes. La partie isotrope du potentiel est représentée par le modèle néo-Hooke ([Holzapfel & Gasser 2001](#)). Les propriétés du matériau de la matrice sont décrites par la constante positive μ du modèle.

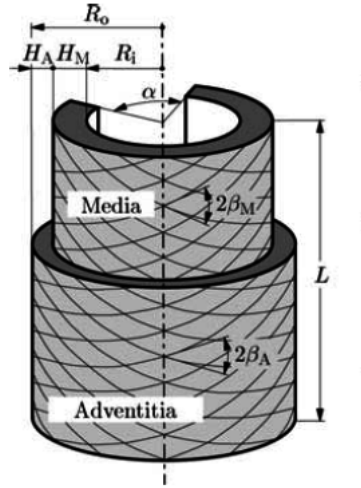


Figure 4.1.: Représentation géométrique d'une artère de lapin tirée de ([Holzapfel et al. \(2000\)](#))

La partie anisotrope du potentiel d'énergie de déformation $\bar{\Psi}_{\text{aniso}}$ est associée à la réponse mécanique des fibres de collagène. Les fibres de collagène sont supposées actives à des contraintes plus élevées. La partie anisotrope du potentiel est présentée par le terme comportant l'exponentielle. Les propriétés des fibres sont décrites par les paramètres positifs k_1 , k_2 , k_3 et k_4 dont l'interprétation bien que phénoménologiquement fondée, tient compte des caractéristiques structurales au sein du tissu. Les paramètres k_1 et k_3 ont les dimensions des contraintes et les paramètres k_2 et k_4 sont sans dimension. Notons que le modèle devient :

- Orthotrope lorsque : $k_1 = k_3$ et $k_2 = k_4$,
- Isotropetransversal lorsque : $k_1 = 0$; ou $k_3 = 0$,
- Isotrope lorsque : $k_1 = k_3 = 0$

Les invariants \bar{I}_1 , \bar{I}_4 et \bar{I}_6 du tenseur des dilatations de Cauchy-Green droit modifié

\mathbf{C} sont donnés par :

$$\bar{I}_1 = \bar{\mathbf{C}} : I; \quad \bar{I}_4(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a}_{01}) = \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_1; \quad \bar{I}_6(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a}_{02}) = \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_2 \quad (4.11)$$

où I est le tenseur unité de second ordre. $\mathbf{A}_i (i = 1, 2)$ sont respectivement les produits tensoriels des deux vecteurs unitaires \mathbf{a}_{01} et \mathbf{a}_{02} caractérisant l'orientation de chaque famille des fibres de collagène :

$$\mathbf{A}_i = \mathbf{a}_{0i} \otimes \mathbf{a}_{0i}, \quad \text{ou } i = 1, 2 \quad (4.12)$$

Les deux tenseurs du second ordre $\mathbf{A}_i (i = 1, 2)$ caractérisent donc les propriétés anisotropes du tissu. \bar{I}_4, \bar{I}_6 représentent les carrés des élongations des fibres de collagène dans les directions respectivement de \mathbf{a}_{01} et \mathbf{a}_{02} et ont donc une interprétation physique claire. Afin de s'assurer que les fibres de collagène ne soient pas soumises à des contraintes de compression, les restrictions suivantes doivent être imposées :

$$I_i > 1; \quad i = 4, 6 \quad (4.13)$$

A la contribution isochorique du potentiel doit s'ajouter la contribution purement volumétrique qui caractérise la compressibilité du matériau. Le potentiel volumétrique est donné par l'équation suivante :

$$\Psi_{\text{vol}}(J) = \frac{\chi}{2}(J - 1)^2 \quad (4.14)$$

où χ est le module de compressibilité. Il sert comme paramètre de pénalité dans le cas d'incompressibilité. J est le déterminant du tenseur gradient des déformations élastiques. Lorsque $\chi \rightarrow \infty$ et $J = 1$, $\Psi_{\text{vol}}(J)$ peut être considéré comme le potentiel de la limite incompressible ([Gasser et al. 2002](#)).

L'orientation des fibres de collagène au sein de chaque famille de fibres dans les artères montre une variation en dispersion. Afin de prendre en considération cette dispersion, le modèle de [Holzapfel et al. \(2000\)](#) a été modifié par [Gasser et al. \(2006\)](#) en intégrant un paramètre structurel supplémentaire $\kappa \in [0, 1/3]$. Les auteurs ont supposé que pour une famille donnée, les fibres sont réparties avec une symétrie de révolution autour d'une direction moyenne référentielle (direction de préférence), par exemple \mathbf{a}_0 (un vecteur unitaire), de sorte que la famille contribue avec un comportement transversalement isotrope à la réponse globale du matériau. Le modèle

orthotrope proposé s'exprime par :

$$\bar{\Psi}_{\text{aniso}}(\bar{I}_4, \bar{I}_6) = \frac{k_1}{2k_2} \sum_{i=4,6} \left\{ \exp \left[k_2 (\bar{I}_i^* - 1)^2 \right] - 1 \right\}, \quad I_i^* = \kappa \bar{I}_1 + (1 - 3\kappa) \bar{I}_i \quad (4.15)$$

avec :

$$\kappa = \frac{1}{4} \int_0^\pi \rho(\Theta) \sin^3 \Theta d\Theta \quad (4.16)$$

où $\rho(\Theta)$ est une fonction de densité qui caractérise la répartition des fibres dans la configuration de référence, et $\Theta \in [0, \pi]$ est un angle d'Euler. En supposant que chacune des deux familles de fibres de collagène est dispersée selon une distribution π -périodique de Von Mises, la fonction de densité $\rho(\Theta)$ résultante prend la forme :

$$\rho(\Theta) = 4 \sqrt{\frac{b}{2\pi}} \frac{\exp [b(\cos (2\Theta) + 1)]}{\text{erfi} (\sqrt{2b})}, \quad \text{erf} (x) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^\pi \exp (-t^2) dt \quad (4.17)$$

où b est un paramètre de concentration associé à la distribution von Mises, et $\text{erf} (x) = -\text{ierf} (x)$ désigne la fonction d'erreur imaginaire. Le nouveau paramètre scalaire supplémentaire κ intégré dans le modèle permet la caractérisation d'un état entre la distribution isotrope ($\kappa = 1/3$) et l'alignement idéal ($\kappa = 0$) des fibres de collagène.

Le modèle de comportement [Gasser et al. \(2006\)](#) a été appliqué par [Annaiidh et al. \(2012\)](#) pour simuler des tests de tension *in vitro* sur la peau humaine (excisée du dos de 10 sujets d'âge moyen de 89 ans) en vue de déterminer en particulier ses propriétés anisotropes. Une étude histologique des sites d'éprouvettes de tension a été réalisée en parallèle aux tests de tension en prélevant près des sites des biopsies de peau. Un angle de 41° a été identifié entre les deux familles de fibres de collagène de la peau étudiée.

4.4. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté quelques exemples de modèles de comportement développés (et choisis) dans la littérature pour prédire le comportement mécanique de la peau. L'analyse des modèles montre qu'il n'y a pas un modèle complet et accepté sans équivoque pour décrire complètement le comportement mécanique de la peau. En effet, pour chaque modèle, des hypothèses simplificatrices ont été prises. Par ailleurs, la peau est constituée principalement d'une substance

fondamentale (la matrice) dans laquelle sont noyées des fibres et sa réponse aux sollicitations mécaniques montre un comportement hyperélastique anisotrope. Il serait donc judicieux d'utiliser une loi qui décrit le comportement de la peau comme un composite renforcé de fibres. En s'affranchissant des aspects visqueux du matériau, le modèle de comportement HGO semble le modèle le plus descriptif du comportement élastique de la peau. En effet, à faibles déformations, la réponse aux sollicitations mécaniques de la peau est due à la substance fondamentale qui peut être présentée par le modèle néo-Hookéen isotrope dans le modèle HGO. Par contre, à grandes déformations les fibres de collagène sont directement sollicitées et la réponse à la sollicitation dépend de la direction ce qui fait l'anisotropie du matériau. Cette anisotropie peut être représentée par la partie anisotrope du modèle. Par la suite, les modèles d'Ogden et HGO ont tous deux été utilisés : le premier pour une identification des paramètres des matériaux testés et une modélisation d'une technique de chirurgie reconstructrice, le second pour montrer la faisabilité d'identifier à la fois l'anisotropie et l'hyperélasticité du comportement.

Deuxième partie .

Etudes expérimentales de la peau humaine *in vivo* et *ex vivo*

Pour faciliter le développement d'appareils de soins ou de dispositifs pour lesquels la peau est l'un des interacteurs (haptiques ou air-bag ...), comme pour optimiser les techniques chirurgicales (V-Y ou substituts greffés), la connaissance du comportement mécanique de la peau (aspects qualitatifs et quantitatifs) est indispensable. C'est pourquoi l'un des objectifs de ce travail a été de contribuer à un ensemble de données expérimentales en vue d'une caractérisation des propriétés mécaniques de la peau et d'une identification des paramètres intrinsèques d'un modèle de comportement, en particulier un modèle hyperélastique anisotrope qui sera présenté ultérieurement. Ceux sont en effet les principales informations utiles au chirurgien ou à l'ingénieur cherchant à prévoir la réponse immédiate de la peau à son intervention. Les aspects liés à la viscoélasticité du tissu ne sont pas présentés ici, ni traités dans ce travail. Ils ne sont pas pour autant peu importants et pourraient constituer une étude ultérieure.

Dans cette étude, l'élasticité et l'anisotropie du tissu cutané ont été caractérisées par des essais d'extension uniaxiale et biaxiale. Ces essais ont été effectués en deux volets, essais *in vivo* et essais *ex vivo* et ceci dans l'objectif, d'une part de trouver une corrélation entre les données *in vivo* et *ex vivo* et d'autre part, de quantifier la tension cutanée. Les essais d'extension *in vivo* ont été effectués sur la peau saine de 22 sujets volontaires et sur la peau pathologique de deux sujets en préopératoire d'abdominoplastie. Les essais d'extension *ex vivo* ont été effectués sur les explants provenant d'abdominoplasties. Les essais d'extension uniaxiale ont été effectués avec un extensiomètre appelé "LADIES" développé au sein du département Mécanique Appliquée par le groupe de recherche COTI¹. Un autre dispositif appelé "dispositif de retension" a été également développé par la thématique de recherche COTI. Ce dispositif sert à retendre la peau *ex vivo* pour la remettre dans un état proche de son état de tension cutanée *in vivo*. Les essais d'extension biaxiale ont été effectués avec un extensiomètre que nous avons appelé "BIAXE", développé au Département de Mécanique Appliquée de l'Université Technique de Liberec, République Tchèque [Capek et al. \(2010\)](#). Dans ce chapitre, les protocoles d'expérimentation, les dispositifs expérimentaux, ainsi que les résultats obtenus à partir des essais effectués sont présentés. Enfin, une discussion qui découle de l'analyse des résultats est présentée.

1. COTI : COMportement des TIssus vivants

Chapitre 5

Dispositifs expérimentaux

5.1. Extensiomètres

Comme l'avait déjà noté [Vescovo \(2002\)](#), plusieurs dispositifs d'extension ont été développés [Evans & Siesennop \(1967\)](#) et plus récemment [Boyer et al. \(2013\)](#). Mais, la majorité de ces dispositifs présentent au moins l'un des inconvénients suivants :

- Le dispositif n'est pas léger, ce qui ne permet pas d'effectuer les essais sur le patient (nécessité d'un statif) ;
- Le dispositif est portable par l'expérimentateur, toutefois, les mouvements parasites de ce dernier perturbent les mesures ;
- Le dispositif est fixé sur un statif, toutefois les zones à tester sont limitées ;
- La gamme des essais réalisables avec le dispositif est limitée (par exemple, une seule vitesse imposable, un seul asservissement possible, en déplacement ou en effort. . .) ;
- Une seule direction de sollicitation est possible, ce qui empêche l'étude de l'anisotropie ;
- La zone de peau sollicitée est non visible, ce qui empêche de suivre les déformations de cette zone avec une caméra par exemple.

Afin de pallier à certains de ces problèmes expérimentaux, [Vescovo \(2002\)](#) a conçu un extensiomètre multidirectionnel couplé à un système optique. L'extensiomètre est doté d'un goniomètre qui permet d'orienter la direction de l'essai afin de déterminer l'anisotropie mécanique de la peau. Quant au système optique, il permet de déterminer l'anisotropie du comportement de la peau lors de l'essai d'extension. Le principe de l'extensiomètre, consiste à écarter deux mors ancrés à la peau par deux mors à succion. L'extensiomètre permet d'effectuer des essais d'extension simples et cycliques et des essais de relaxation et de fluage. Cependant, [Vescovo \(2002\)](#) a utilisé un statif en raison du poids lourd et de l'encombrement du matériel optique. Des modifications ont été apportées à ce dispositif par [Khatyr et al. \(2004\)](#). Le dispositif a été ensuite utilisé par [Delalleau \(2007\)](#) dans le cadre de sa thèse. Une nouvelle version a été proposée par [Jacquet et al. \(2008\)](#) en lui ajoutant deux patins secon-

daires qui suivent les patins principaux mobiles afin de diminuer les efforts causés par l'entraînement de la peau derrière ces patins lors de l'extension.

5.1.1. Extensiomètre “LADIES”

L'extensiomètre “LADIES” (LArge DIplacement Extensometer for Skin) a été développé au sein du Département Mécanique Appliquée de l'Institut FEMTO-ST. C'est celui-ci que nous avons utilisé dans cette étude. Selon la figure 5.1, l'extensiomètre “LADIES” est un petit appareil portable, léger, sans statif et peut être fixé sur la majorité des zones anatomiques de la peau *in vivo*. L'extensiomètre “LADIES” est constitué d'un bâti auquel sont attachés un moteur électrique, deux traverses l'une fixe et l'autre mobile, deux colonnes et deux patins principaux l'un fixe et l'autre mobile suivis respectivement d'un patin secondaire fixe et d'un patin secondaire mobile. La traverse mobile est pilotée par un moteur électrique dont le mouvement de rotation est transformé en translation grâce à un système vis-écrou. Le moteur est piloté en boucle fermée par une carte d'acquisition NI 6221 de National Instruments. La traverse mobile est équipée d'un capteur de déplacement et d'un capteur d'effort spécifique. Elle est pilotée avec un asservissement en déplacement ou en force. Son déplacement est mesuré avec des capteurs de type D.V.R.T (Differential Variable Reluctance Transducer).

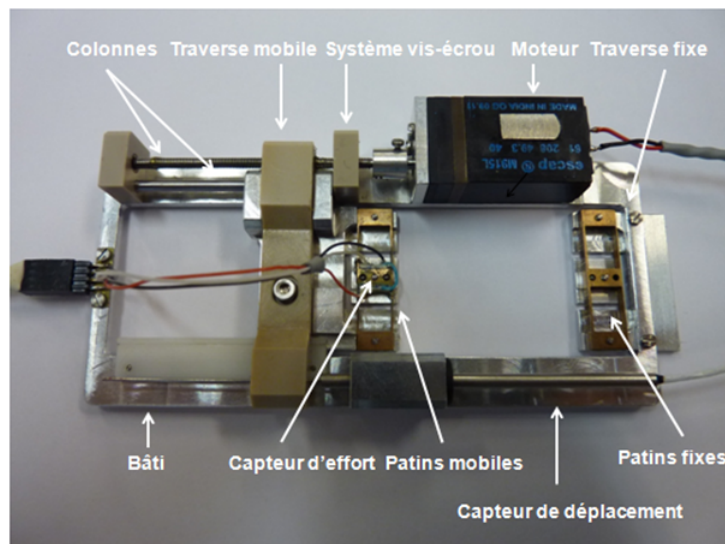


Figure 5.1.: Extensiomètre “LADIES”

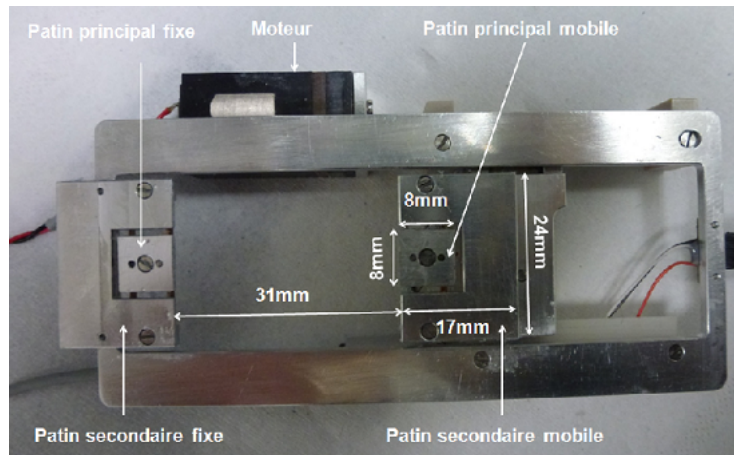


Figure 5.2.: “LADIES”, vue de dessus et dimensions des patins

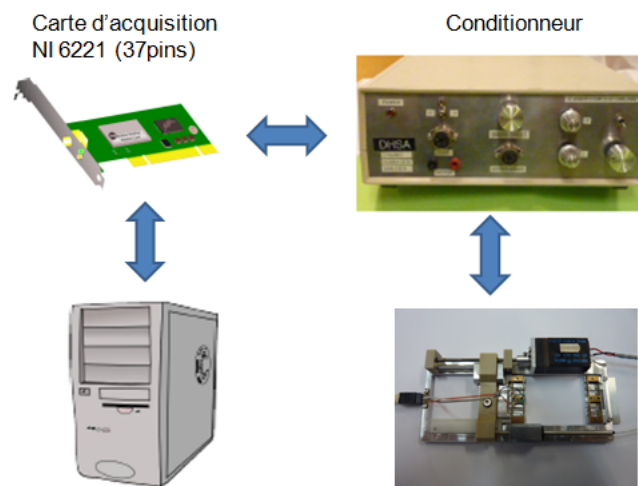


Figure 5.3.: Shéma électrique de l’extensiomètre “LADIES”

La figure 5.2 présente la face du dispositif en contact avec la peau sur laquelle nous pouvons voir les patins et leurs dimensions. L’écartement entre le patin fixe et le patin mobile est de 31 mm au minimum et de 44.3 mm au maximum, soit une déformation maximale de 43%. L’effort maximal qui peut être appliqué à la peau est de 10 N. La vitesse d’asservissement maximale est de 1 mm/s. La fixation de “LADIES” à la peau se fait à l’aide d’une colle chirurgicale choisie de préférence à un double adhésif pour la facilité de manipulation et l’innocuité du produit. Le

patin de mesure est équipé d'un capteur d'effort spécifique dont les informations de sortie sont traitées par un conditionneur (figure 5.3). "LADIES" permet d'effectuer des essais d'extension simples, progressives ou cycliques à vitesse contrôlée.

5.1.2. Extensiomètre "BIAXE"

L'extensiomètre biaxial "BIAXE" est un dispositif léger composé de deux cellules miniatures de charge, quatre actionneurs pilotables indépendamment, quatre patins mobiles et un cadre mobile (figure 5.4). L'écartement entre les patins est réglable. L'écartement minimal entre deux patins opposés est de 30 mm. Le déplacement maximal applicable est de 26 mm. La vitesse maximale d'asservissement est de 600 pas/seconde. L'effort maximal applicable est de 8 N. La fixation des patins à la peau se fait par un double adhésif ou une colle chirurgicale. Outre les essais d'extension biaxiale, l'extensiomètre biaxial permet d'effectuer séparément et successivement des essais d'extension uniaxiale selon deux directions perpendiculaires sans avoir besoin de décoller les patins de la peau pour chaque essai. Cela permet de comparer en même temps, le comportement mécanique de la peau sous extension uniaxiale et biaxiale, ce qui justifie l'utilisation de ce dispositif dans cette étude. Toutefois, les patins de mesure ne sont pas protégés de l'influence des efforts générés par la peau environnante ce qui affecte les résultats (chapitre 9). C'est pour cette raison que les résultats obtenus utilisant ce dispositif ne seront pas utilisés ultérieurement dans l'identification des propriétés mécaniques de la peau

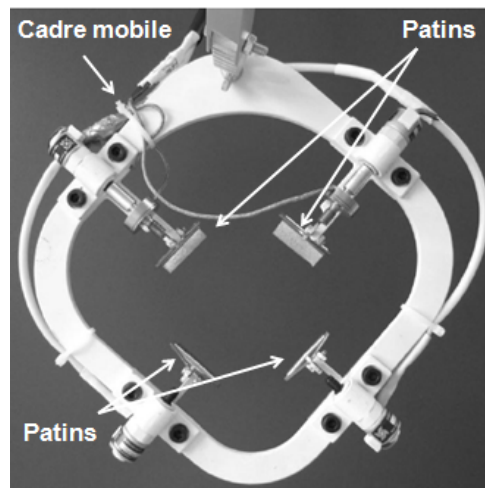


Figure 5.4.: Extensiomètre biaxial "BIAXE"

5.2. Appareil d'échographie cutanée haute résolution

Un appareil d'échographie cutanée haute résolution (ECHR) Dermcup Atys® (figure 5.5) a été utilisé pour mesurer l'épaisseur du derme de la peau des zones anatomiques testées. Il s'agit d'un appareil qui permet de mesurer les amplitudes des ondes ultrasonores réfléchies par une interface entre deux milieux de caractéristiques acoustiques différentes. Les ondes ultrasonores sont émises et réfléchies par une sonde de fréquence 20 MHz. Cette gamme de fréquence donne à l'ECHR une résolution qui permet de distinguer le derme et de mesurer son épaisseur sans toutefois distinguer l'épiderme dont l'épaisseur est très inférieure au derme. Lors d'une mesure échographique, un gel est appliqué à la peau afin d'éliminer d'éventuelles couches d'air qui peuvent compromettre les mesures.

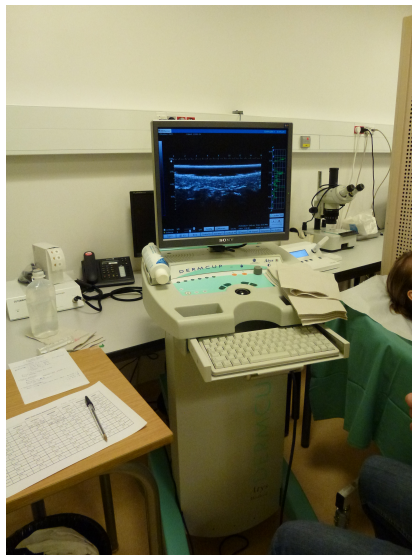


Figure 5.5.: Appareil d'échographie cutanée haute résolution Dermcup Atys® utilisé pour mesurer l'épaisseur de la peau

L'image échographique en peau normale est composée de bandes échogènes différentes et de bandes anéchogènes. La figure 5.6 illustre un exemple d'image échographique obtenue lors de la mesure de l'épaisseur du derme. Du haut vers le bas on distingue :

- Une bande très échogène homogène correspondante à la fine membrane de la sonde ;
- La bande anéchogène (noire) correspondante au gel appliqué à la peau lors

- de la mesure ;
- L'interface entre le gel et le derme appelée écho d'entrée ;
- La bande échogène correspondante au derme ;
- Une bande moins échogène que le derme correspondante à l'hypoderme.

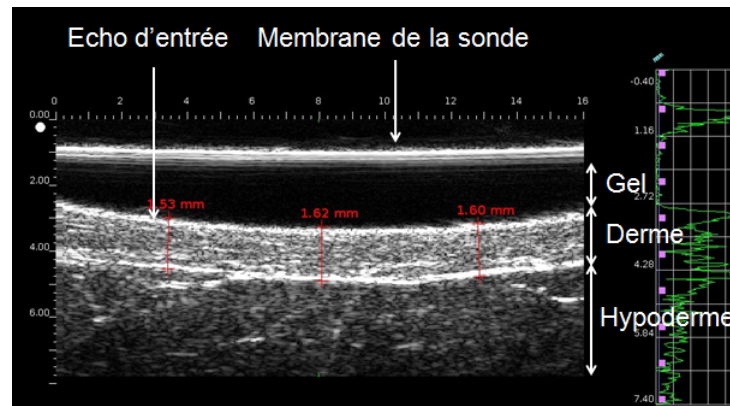


Figure 5.6.: Exemple illustrant une image échographique obtenue lors de la mesure de l'épaisseur du derme

Outre la mesure de l'épaisseur du derme, l'ECHR permet le diagnostic et le suivi des pathologies cutanées qui se manifestent par une perte d'échogénicité.

5.3. Dispositif de retension

Le dispositif de retension (figure 5.7) est un dispositif destiné aux essais *ex vivo*. Il sert à retendre la peau *ex vivo* et il sert également de support pour la découpe de la peau. Le dispositif a été développé au sein du Département Mécanique Appliquée de l'Institut FEMTO-ST. Il est constitué de :

- Plateau circulaire en delrin® (blanc) de diamètre 30 cm. Le plateau est ajustable en hauteur. Il est destiné à porter les pièces de peau *ex vivo* ;
- Plaque en forme de X en dural® auquel est attaché le plateau ;
- Rail circulaire en dural® de 36 cm de diamètre et de 4 cm de largeur ;
- Système de 16 poulies en delrin®. Les poulies peuvent glisser le long du rail circulaire et y être fixées. Au système de poulies peuvent être suspendues des masses pour retendre la peau ;
- Porte bistouri électrique en delrin® de forme circulaire ;
- Support du bistouri électrique en dural®. Celui-ci peut glisser le long du rail

5.3 Dispositif de retenion

- circulaire du porte bistouri électrique, permettant ainsi au bistouri électrique de pratiquer des incisions circulaires ;
- Socle en dural® qui supporte l'ensemble des éléments du dispositif.

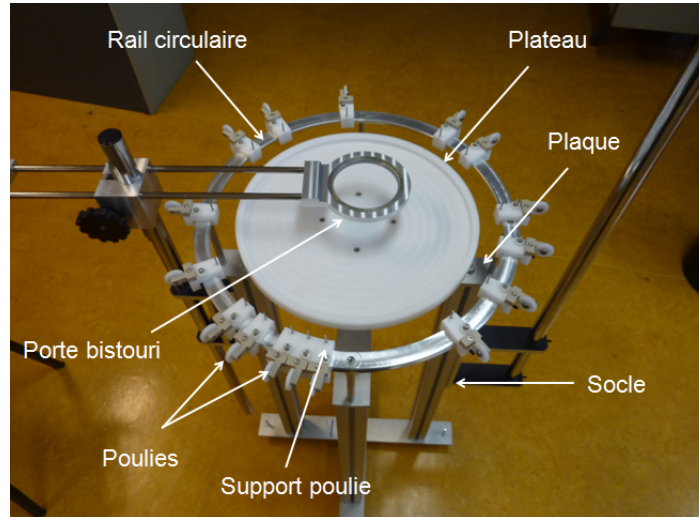


Figure 5.7.: Dispositif de retenion

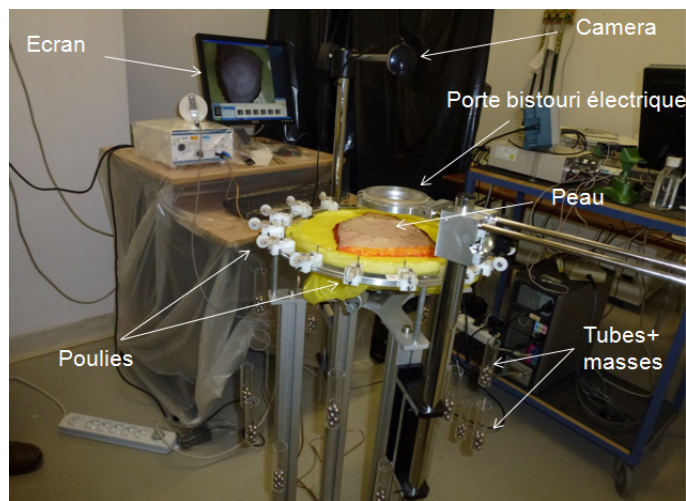


Figure 5.8.: Vue d'ensemble sur le dispositif de retenion et ses équipements

Afin de mesurer la déformation de la peau lors des différents chargements, le dispositif de retenion a été équipé d'une caméra permettant de prendre des images

durant les manipulations. La caméra est reliée à un ordinateur et les images de la camera apparaissent en direct sur l'écran. Un programme en langage python a été développé. Ce dernier permet de marquer des points et de tracer des lignes ou des cercles superposés aux photos prises par la caméra. Il permet également de garder à l'écran les points, les droites ou les cercles tracés qui peuvent être utilisés comme repère ou référence géométrique. Cela permet de mesurer par exemple le déplacement d'un point quelconque de la peau lors du chargement en se référant à la position du même point conservé à l'écran à l'état non déformé de la peau. Cela permet également de garder en mémoire des points de référence utiles et d'appliquer des efforts sur le tissu pour retrouver un état de référence.

Le dispositif de retension a été équipé également d'un bistouri électrique permettant d'inciser la peau *ex vivo* et de pratiquer les découpes sur le lambeau. Le bistouri électrique utilisé est de marque ALSA modèle ALSATOM SU 100 MPC (140W).

Chapitre 6

Essais sur peau *in vivo* (volontaires sains)

Dans cette partie, il s'agit de présenter les essais menés sur un ensemble de sujets volontaires sains et de présenter une analyse qualitative et quantitative des comportements observés. Visant une identification des paramètres intrinsèques de la peau, ces essais sont complémentaires au choix d'un modèle de comportement implémenté dans un code de calcul en vue d'une modélisation. C'est pourquoi cette partie expérimentale doit être complétée par le chapitre 9 traitant de l'identification des paramètres.

6.1. Phase préopératoire

Un protocole expérimental a été présenté aux sujets volontaires avant les jours programmés pour les essais. Dans le protocole, les tests à effectuer sont expliquées ainsi que les consignes à suivre par les sujets volontaires avant de se présenter le jour des essais. Ces consignes sont les suivantes :

- Les zones sur lesquelles seront effectués les tests doivent être sans poils ;
- Aucune crème ne doit être appliquée le jour des tests ;
- Signer le consentement pour les tests décrits dans le protocole ;
- Répondre au questionnaire (âge, poids, taille).

Ces consignes ont été suivies par les sujets volontaires. Les essais ont été réalisés à température et hygrométrie constantes.

6.2. Informations sur les sujets volontaires

Les essais d'extension *in vivo* ont été effectués au sein du Département Mécanique Appliquée de l'Institut FEMTO-ST sur 20 sujets volontaires au sein de l'Institut et 2 étudiants de l'université. Les sujets sont des deux sexes, leurs âges varient entre 18 et 57 ans. Les sujets ont la peau saine et ne présentent aucune im-

perfection du type grain de beauté ou cicatrice. Par souci de préserver l'anonymat, les sujets sont désignés par un numéro et leurs caractéristiques sont reportées dans le tableau 6.1. L'indice de masse corporelle est donné par la relation suivante :

$$\text{IMC} = \frac{P}{(Ta)^2} \quad (6.1)$$

P : le poids en kg. Ta : la taille en mètre. IMC en kg/m^2 .

Table 6.1.: Tableau donnant l'âge et l'IMC des sujets volontaires

IMC/Âge	18	23	26	28	30	32	34	36	42	44	46	47	49	52	57
18					H8										
19		F6													
20	H7														
21	F8							H9					F5	H3	
22				H11				F1				F3			
23			F2												
24										F4		H5			
24.1								H4							
25							H6				H1				
25.5							F7								
26.6									H2						
27															H12
27.3						H13									
29					H10										

6.3. Zones anatomiques testées

Les essais d'extension ont été effectués sur 3 sites anatomiques différents du corps : l'abdomen, l'avant bras et la jambe. Les essais concernant l'abdomen ont été effectués en position couchée dorsale selon trois directions différentes, la direction médio-latérale, la direction cranio-caudale et la direction située à 45° par rapport à la direction médio-latérale. Ces directions ont été indiquées respectivement par les angles 0° , 45° et 90° . Les essais concernant l'avant bras ont été effectués en position couchée dorsale, paume vers le ciel et le bras détendu faisant un angle d'environ 45° avec la ligne cranio-caudale. Les essais ont été effectués selon trois directions différentes 0° , 45° et 90° . La direction longitudinale de l'avant bras correspond à 0° .

L'avant bras a été divisé en trois zones d'essais, zone 1, zone 2 et zone 3 (figure 6.1). Toutefois, pour privilégier la collecte d'informations à la fois selon l'axe 0° et 90° , la majorité des essais ont été effectués sur la zone 3. Sur la zone 1, les essais ont été effectués sur seulement un sujet. C'est pourquoi, seulement pour ce dernier sujet, les zones d'essais seront indiquées.

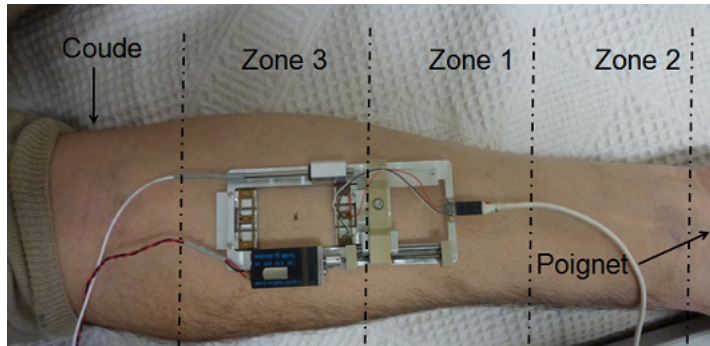


Figure 6.1.: Illustration de l'essai d'extension sur l'avant bras. Ce dernier est divisé en trois zones d'essais

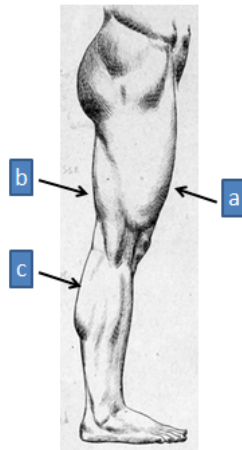


Figure 6.2.: Illustration des zones de la jambe testées ; cuisse antérieure (a) ; cuisse postérieure (b) ; mollet (c)

En ce qui concerne les jambes, les essais ont été effectués sur la cuisse antérieure, la cuisse postérieure et le mollet (figure 6.2) selon les trois directions différentes 0° , 45° et 90° . La direction longitudinale de la jambe correspond à 0° .

6.4. Essais d'extension

Les essais d'extension ont été effectués à température et hygrométrie constantes. L'extensiomètre est asservi en déplacement. Préalablement au test, le sujet est installé en position allongée sur une table adaptée. Un quart d'heure de repos initial est prévu pour la mesure de l'humidité de la peau. La démarche suivie lors des essais est la suivante :

- Encoller de la colle sur les patins de “LADIES”. La quantité de colle doit être suffisante et couvrir la totalité de la surface des patins de telle sorte qu'il n'y ait pas décollement des patins lors de l'essai et que le décollage soit facile. La quantité de colle à appliquer a été estimée en testant préalablement sur la peau *ex vivo*. Un excès de colle allonge le temps de séchage et nuit à l'essai
- Appliquer le dispositif sur la zone de peau à tester
- Lancer l'essai d'extension. Le chargement choisi est décrit par la figure 6.3. Le chargement est composé de trois cycles plus un temps de maintien. Le temps du chargement dépend de l'amplitude du chargement. La vitesse de chargement reste constante, égale à 1 mm/s.
- Répéter l'essai deux fois avec un chargement chaque fois plus élevé que le précédent (entre 12% et 42% en déformation), de façon à permettre un niveau de chargement assez haut pour atteindre la phase non linéaire de la courbe contrainte-déformation
- Enlever le dispositif et nettoyer la peau avec de l'alcool et les patins avec un produit dissolvant. Ce dernier nettoyage dure environ 5 mn.

Cette démarche est répétée pour chaque direction de chargement. La durée d'une série de tests sur une seule zone est d'environ 45 mn. Il n'a pas été possible de faire les essais sur tous les sites prévus avec chaque sujet. L'abdomen a été choisi en priorité afin de pouvoir comparer les données obtenues à partir des essais *in vivo* et *ex vivo* issues de la même zone. Cependant, certains essais ont été réalisés uniquement sur l'avant bras ou la jambe.

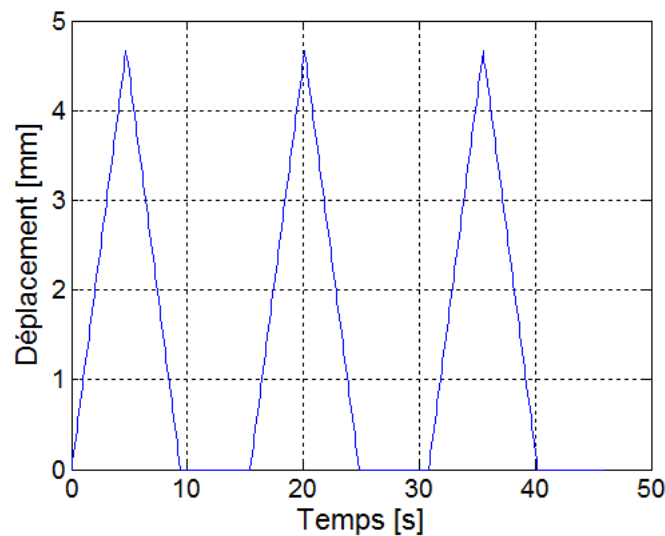


Figure 6.3.: Exemple de chargement appliqué lors d'un essai d'extension

6.5. Expérimentation et résultats

Dans cette section, les résultats obtenus à partir des mesures de l'épaisseur du derme ainsi que les résultats obtenus à partir des essais d'extension uniaxiale de la peau saine *in vivo* sont présentés. Une analyse quantitative et qualitative des résultats de l'extension conformément à la littérature est développée. Les différents effets et facteurs influençant les propriétés mécaniques de la peau sont étudiés.

6.5.1. Mesure de l'épaisseur

Quelques jours après avoir effectué les essais, l'épaisseur du derme de la peau des sites anatomiques testés a été mesurée sur tous les sujets à quatre exceptions près F8, H7, H9 et H13 pour lesquels une valeur moyenne de l'épaisseur du site correspondant a été prise dans les calculs. Les mesures ont été effectuées au Centre d'Études et de Recherche sur le Tégument (C.E.R.T) du Centre Hospitalier Régional Universitaire Jean MINJOZ (Besançon) par Céline THIEBAUT et Adeline JEUDY. Les mesures ont été effectuées avec l'échographe cutané haute résolution (ECHR) décrit plus haut. Pour chaque mesure, trois images échographiques ont été prises. Sur chaque image trois mesures ont été effectuées, chacune sur une zone différente de l'image, l'une au milieu et deux aux extrémités de l'image (figure 5.6). La moyenne des neuf mesures pour chaque site mesuré est présentée dans le tableau 6.2. L'écart

type calculé sur les différentes mesures est compris entre 0.03 mm et 0.1 mm. Les épaisseurs mesurées sont en accord avec celles trouvées dans la littérature (Agache 2000).

Dans l'analyse du comportement mécanique de la peau, l'épaisseur de la peau considérée est celle mesurée sur le derme (Khatyr et al. 2004) qui est très épaisse par rapport à celle de l'épiderme (30 à 80 μm (Agache 2000)). L'analyse des résultats obtenus sur la mesure de l'épaisseur du derme de la peau montre que celle-ci varie d'environ 30% sur l'abdomen et de 20% sur l'avant bras. Or, peu d'études prennent en considération l'épaisseur réelle du derme de la peau testée dans les calculs. Généralement, seule une valeur moyenne de l'épaisseur du derme est considérée.

Dans cette étude, pour chaque site de peau testée, l'épaisseur est mesurée et prise en compte dans les calculs. Afin d'étudier l'influence du sexe, de l'âge et de l'IMC des sujets volontaires sur la variation de l'épaisseur de la peau, cette dernière a été présentée en fonction de ces variables pour l'abdomen et pour l'avant bras. Les figures 6.4 et 6.5 montrent qu'il n'y a pas de corrélation entre le sexe, l'âge, l'IMC et l'épaisseur de la peau des sujets. Toutefois, le nombre insuffisant des sujets volontaires ne permet pas de conclure définitivement.

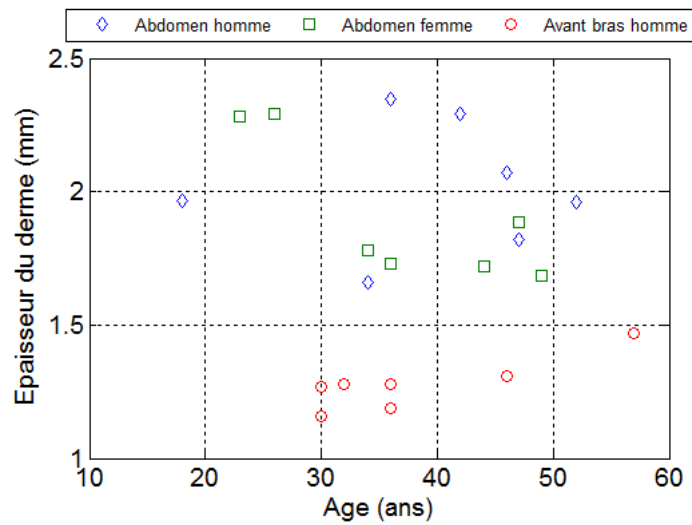


Figure 6.4.: Epaisseur du derme en fonction du sexe et de l'âge des sujets volontaires

Table 6.2.: Epaisseur du derme cutané (mm). Mesure échographique 20 MHz (ECHR)

Sujet/Site	Abdomen	A-bras1	A-bras2	A-bras3	Cuisse face-a	Cuisse face-p	Mollet
F1	1.73	1.19	2.14	1.19	1.56	1.34	1.27
F2	2.29						
F3	1.88						
F4	1.72						
F5	1.68						
F6	2.28						
F7	1.78						
F8*						1.34	1.29
H1	2.07			1.31			
H2	2.29				2.30		
H3	1.96						
H4	2.35						
H5	1.82						
H6	1.66						1.10
H7*	1.96						
H8				1.16			
H9*				1.28			
H10				1.27			
H11						1.34	1.46
H12				1.47			
H13*				1.28			
Moy	1.96	1.19	2.14	1.28	1.56	1.34	1.28

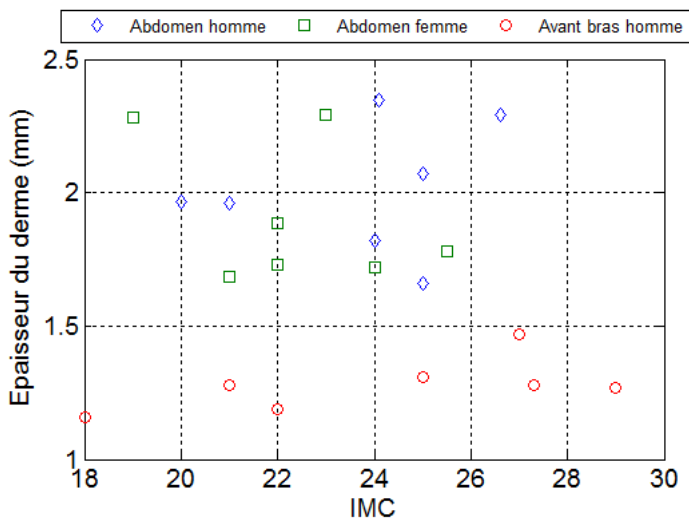


Figure 6.5.: Epaisseur du derme en fonction du sexe et de l'IMC des sujets volontaires

6.5.2. Préconditionnement

En raison du comportement viscoélastique de la peau, un chargement cyclique répété produit un changement progressif dans la réponse à la sollicitation mécanique de la peau. Cela se manifeste en traçant les courbes force-déplacement cycliques. La différence entre les cycles diminue jusqu'à l'obtention d'une réponse stable reproductible. Ce processus de preconditionnement de la peau est utilisé pour obtenir des caractéristiques relativement stables, indépendamment de la manipulation précédente (Kenedi et al. 1975).

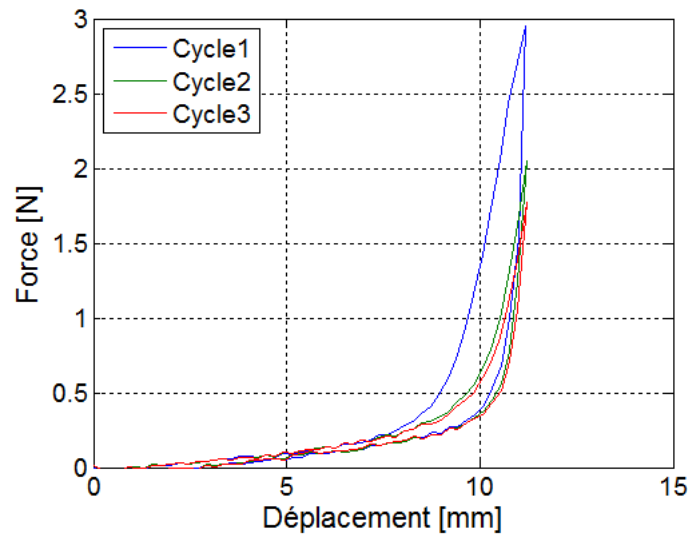


Figure 6.6.: Exemple de chargement cyclique illustrant le preconditionnement

Les essais d'extension *in vivo* effectués selon un chargement répété de trois cycles montrent ce phénomène particulier dont l'amplitude n'est pas toujours identique conformément aux observations de Flynn et al. (2011). Ceci nous a conduit à enchaîner deux cycles préalablement au troisième qui sera étudié dans la suite de cette présentation. Ayant choisi dans cette étude d'écarter la viscosité, seulement les résultats de la troisième phase au cours du chargement seront présentés. Un exemple de chargement cyclique mesuré sur l'abdomen selon l'axe 0° est illustré par la figure 6.6.

6.5.3. Variabilité des propriétés mécaniques entre sujets

L'ensemble des résultats bruts obtenus, toutes zones et toutes orientations confondues pour chaque site anatomique testé sont présentés par les figures 6.7, 6.8 et 6.9. Les courbes montrent la très grande variabilité des résultats obtenus que nous proposons de quantifier en introduisant l'écart maximal en terme de déformation correspondant à une force donnée pour chaque site testé, tous sujets et toutes orientations confondues, c'est-à-dire pour chaque famille de courbes (figure 6.7, 6.8, 6.9).

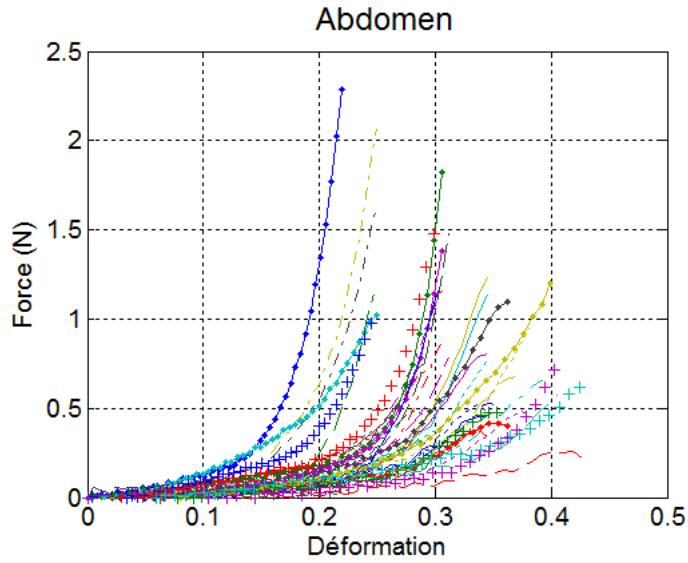


Figure 6.7.: Courbes force-déformation de la peau *in vivo* de l'avant bras, tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondues

Considérant les deux courbes enveloppes correspondant à chaque famille de courbes et que nous appelons courbe supérieure et courbe inférieure et passant chacune par la droite : $F = 0.5$ N, valeur choisie arbitrairement. L'écart maximal relatif en terme de déformation entre la courbe supérieure et la courbe inférieure correspondant à cette valeur de force est donnée par l'expression :

$$Er_{\max} = \left| \left(\frac{\epsilon_{\max} - \epsilon_{\min}}{\frac{\epsilon_{\max} + \epsilon_{\min}}{2}} \right) \right| \times 100 \quad (6.2)$$

avec ϵ_{\max} : déformation correspondante à la courbe inférieure ; ϵ_{\min} : déformation

correspondant à la courbe supérieure.

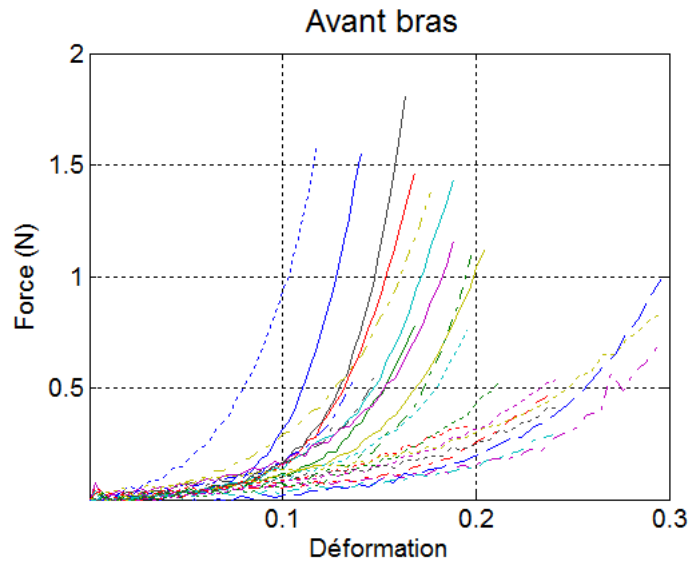


Figure 6.8.: Courbes force-déformation de la peau *in vivo* de l'avant bras, tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus

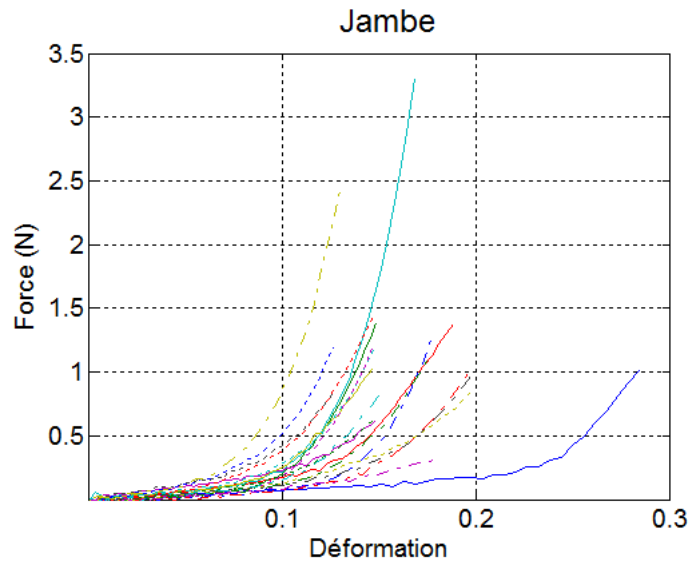


Figure 6.9.: Courbes force-déformation de la peau *in vivo* de la jambe, tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus

L'écart relatif maximal correspondant à chaque site testé, tous sujets et toutes orientations confondus, est donné par le tableau 6.3.

Considérant la force nécessaire à l'application d'un déplacement des patins, l'épaisseur du matériau joue un rôle important. C'est pourquoi les résultats bruts sont traités pour tenir compte de la variabilité de l'épaisseur du tissu. Pour cela, dans cette étude, l'essai d'extension a été assimilé à l'essai de traction simple. La zone de peau se trouvant entre les patins principaux a été considérée comme étant la zone utile. Le patin de mesure a été considéré protégé de l'influence des forces périphériques parasites par les patins secondaires. Cette approche est basée sur un calcul par la méthode des éléments finis qui sera présenté ultérieurement et à partir également de résultats issus de la littérature (Lim 2008). L'état de contrainte est obtenu à partir de l'effort appliqué à la section de peau se trouvant entre les patins de mesure. La contrainte de l'ingénieur est donnée par :

$$\sigma_{\text{ing}} = \frac{F_{\text{mes}}}{l \times e} \quad (6.3)$$

avec F_{mes} , l'effort mesuré, l , la largeur de la zone utile et e , l'épaisseur de la zone de peau testée.

Table 6.3.: Ecart relatif maximal en terme de déformation correspondant à une force de 0.5 N pour différents membres testés, tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus

	$Er_{\text{max}}(\%)$
Abdomen	84
Avant bras	111
Jambe	98

La largeur de la zone utile est considérée égale à la largeur du patin. La déformation de l'ingénieur est calculée à partir du déplacement appliqué et la distance initiale entre les patins principaux considérée comme étant la longueur initiale de la zone utile. Cette longueur est mesurée à chaque essai. La déformation de l'ingénieur est donnée par :

$$\varepsilon_{\text{ing}} = \frac{U}{L_0} \quad (6.4)$$

avec ; U , déplacement appliqué. L_0 , longueur initiale de la zone utile.

A partir de là, les courbes contrainte-déformation ont été présentées en fonction du site anatomique et l'orientation de la direction du chargement (figure 6.10 à 6.18). Le bruit de mesure a été éliminé par interpolation par polynôme d'ordre 5.

Les figures (6.10 à 6.18) montrent un comportement mécanique non linéaire et anisotrope, ce qui est conforme à la littérature. Par ailleurs, ces figures montrent une variabilité des propriétés mécaniques entre sujets du même sexe, entre sujets de sexes différents et entre sujets d'âges différents pour le même site testé et pour la même orientation de la direction du chargement, ce qui explique la grande disparité des résultats trouvés dans la littérature. Cette variabilité a été également observée par d'autres auteurs tels que Groves (2012). Les propriétés mécaniques de la peau sont donc des caractéristiques intrinsèques qui dépendent du sujet.

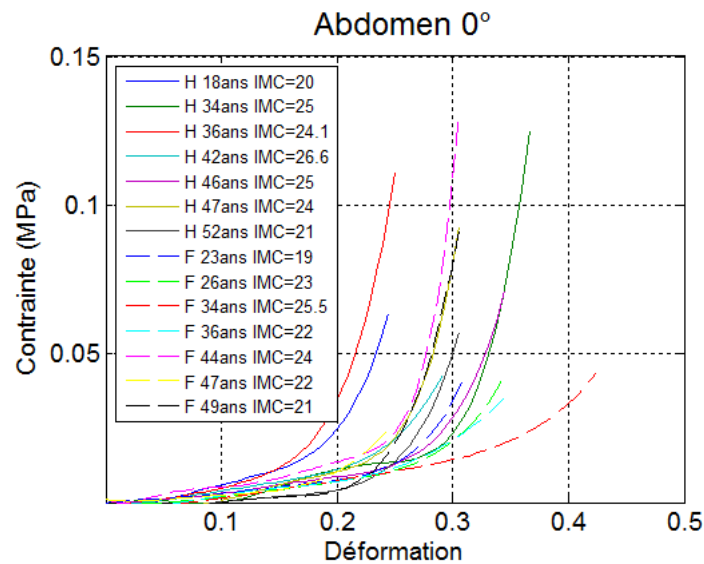


Figure 6.10.: Courbes contrainte-déformation de la peau de l'abdomen de tous les sujets volontaires chargée selon la direction médio latérale

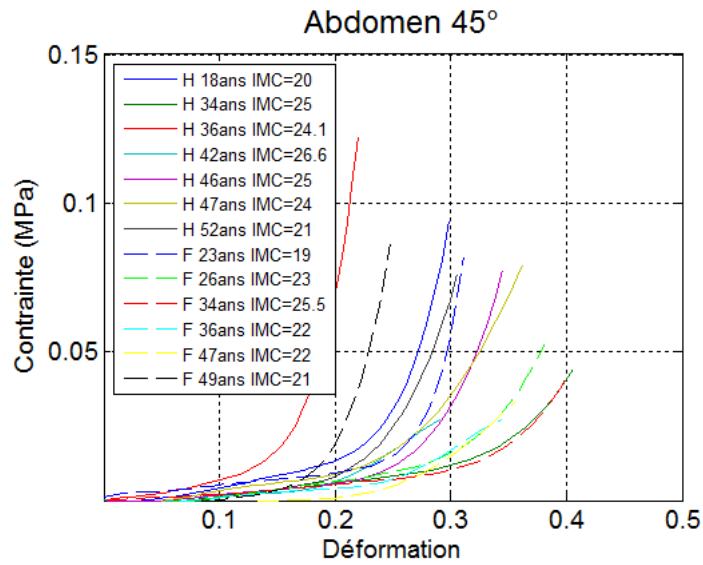


Figure 6.11.: Courbes contrainte-déformation de la peau de l'abdomen de tous les sujets volontaires chargée selon la direction faisant 45° avec la direction médio latérale

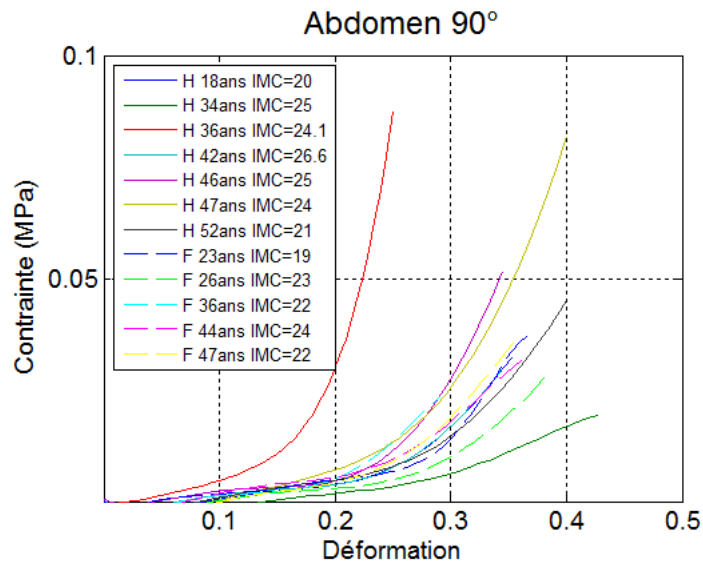


Figure 6.12.: Courbes contrainte-déformation de la peau de l'abdomen de tous les sujets volontaires chargée selon la direction craniale caudale

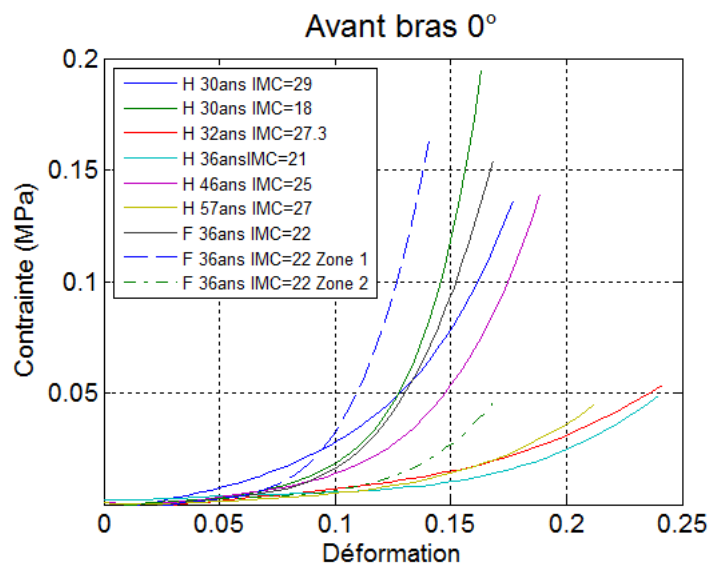


Figure 6.13.: Courbes contrainte-déformation de la peau de l'avant bras de tous les sujets volontaires chargée selon la direction longitudinale

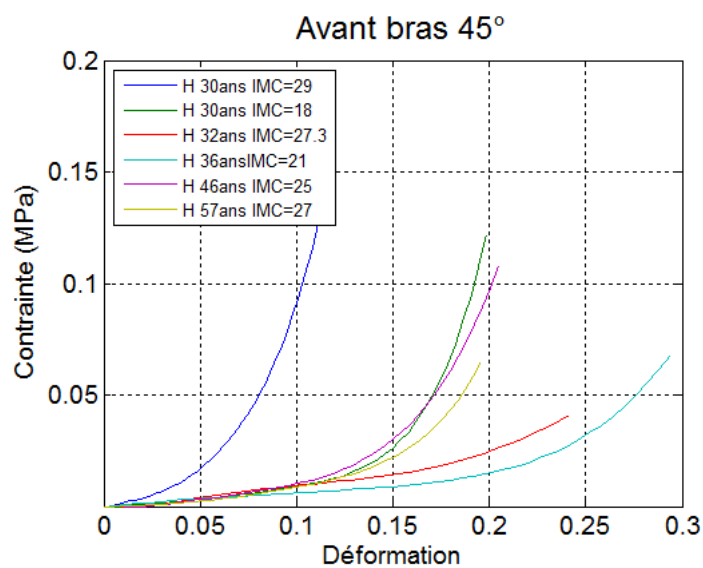


Figure 6.14.: Courbes contrainte-déformation de la peau de l'avant bras de tous les sujets volontaires chargée selon la direction faisant 45° avec la direction longitudinale

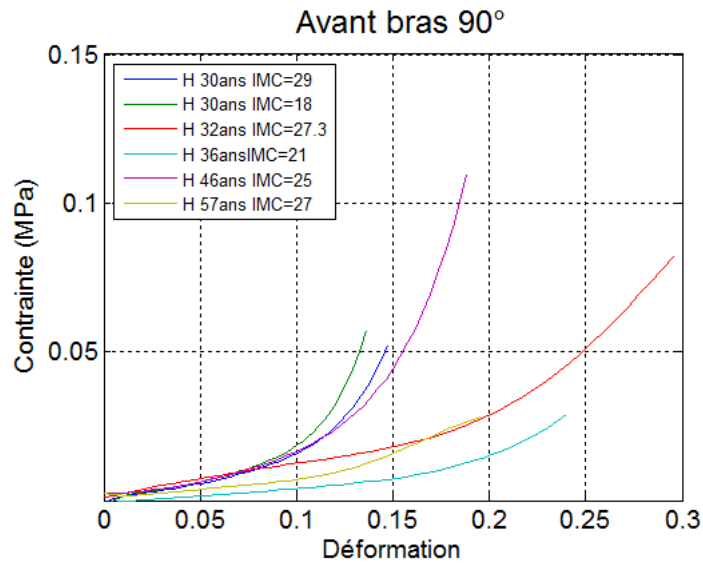


Figure 6.15.: Courbes contrainte-déformation de la peau de l'avant bras de tous les sujets volontaires chargée selon la direction perpendiculaire à la direction longitudinale

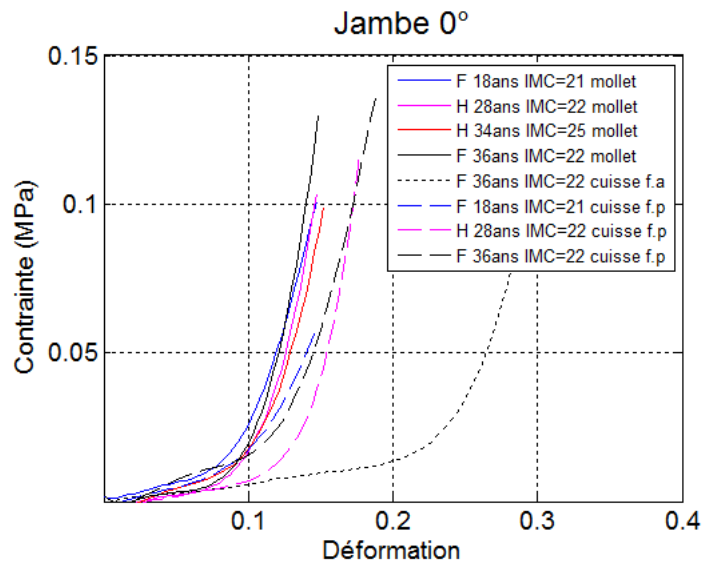


Figure 6.16.: Courbes contrainte-déformation de la peau de la jambe de tous les sujets volontaires chargée selon la direction longitudinale

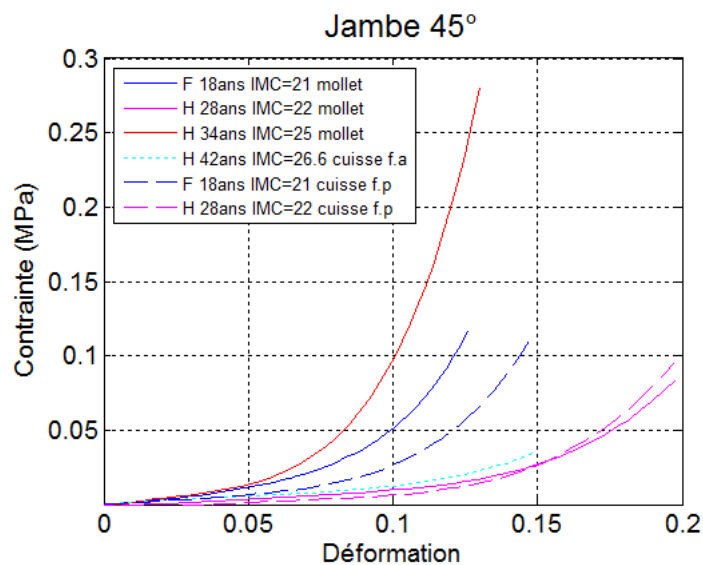


Figure 6.17.: Courbes contrainte-déformation de la peau de la jambe de tous les sujets volontaires chargée selon la direction faisant 45° avec la direction longitudinale

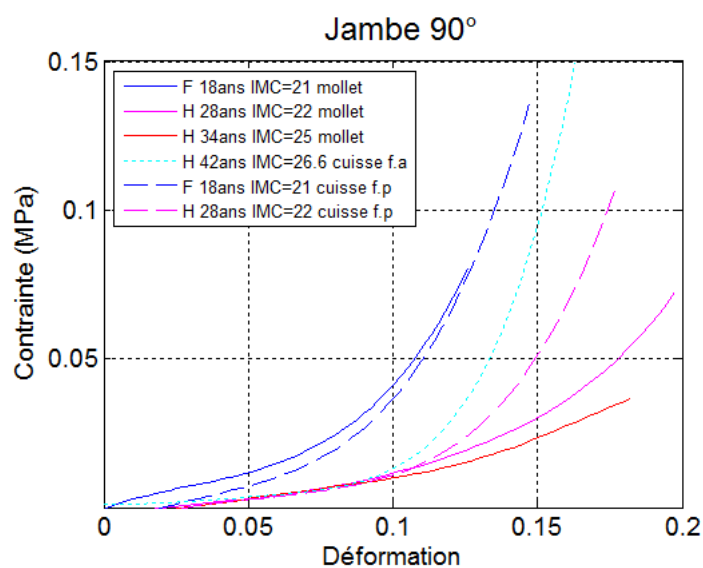


Figure 6.18.: Courbes contrainte-déformation de la peau de la jambe de tous les sujets volontaires chargée selon la direction perpendiculaire à la direction longitudinale

6.5.4. Effet de la direction de chargement sur les propriétés mécaniques

L'analyse des courbes contrainte-déformation présentées plus haut montre que le comportement anisotrope de la peau diffère d'un sujet à un autre et que la direction de la raideur maximale de la peau dépend du sujet et pas seulement de l'orientation de la direction de chargement comme il a été décrit dans la littérature (Gibson et al. 1969). Un exemple illustrant cette variabilité du comportement anisotrope entre sujets est montrée par la figure 6.19.

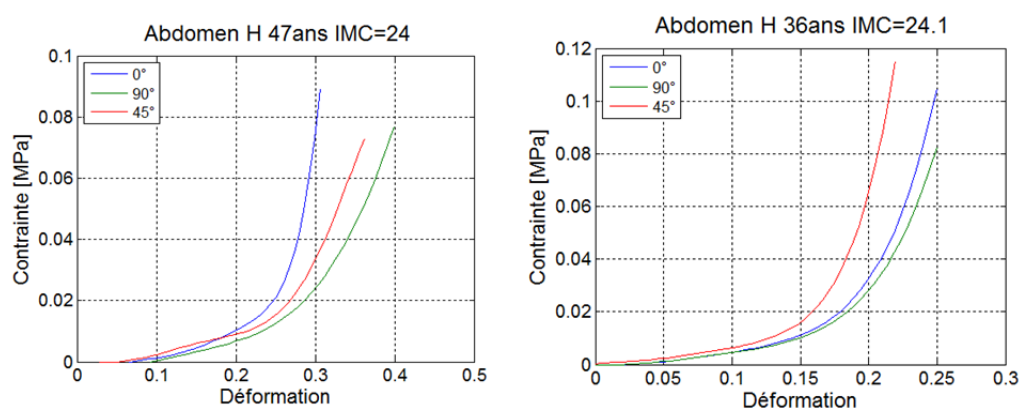


Figure 6.19.: Exemple illustrant la variabilité du comportement anisotrope entre sujets

La figure 6.19 montre que la direction de la raideur maximale pour l'abdomen se trouve suivant l'axe 0° (direction médio-latérale) pour le premier sujet tandis qu'elle se trouve suivant 45° pour le deuxième le sujet. L'écart observé entre les courbes selon ces deux orientations sur l'ensemble des sujets testés est plus au moins grand selon le sujet. Ce comportement a été également observé par Groves (2012) sur des sujets dont la peau est issue de la mastectomie. Le tableau 6.4 montre la direction de forte raideur pour l'ensemble des sujets testés.

Le tableau 6.4 montre que la direction de forte raideur de la peau de l'abdomen n'est pas forcément la direction 0° (direction médio-latérale, figure 3.2) comme il a

Table 6.4.: Orientation de la direction de forte et de faible raideur par rapport au nombre de zones cutanées testées

Orientation	Direction de plus forte raideur			Direction de plus faible raideur		
	0°	45°	90°	0°	45°	90°
Abdomen	7/14	6/14				13/14
Avant bras	4/6	2/6			4/6	2/6
Jambe antérieure	1/1			1/1		
Jambe postérieure	1/2		1/2	1/2	1/2	
Mollet	1/3	2/3		1/3		2/3

été décrit dans la littérature (Cox 1941). La question se pose donc par rapport à la corrélation entre l'orientation des fibres de collagène et la direction de chargement. Deux suppositions peuvent être données. La première est que les fibres occupent le derme dans toutes les directions et l'orientation privilégiée dépend du sujet et sans doute de l'histoire du matériau (grossesse, musculature...). La direction de forte raideur observée est alors parfois 0° et parfois 45°. La deuxième, si nous postulons que les fibres sont orientées selon 0° (direction médio-latérale) alors nous pouvons supposer qu'il n'y a pas de corrélation entre l'orientation des fibres et les lignes de forte raideur et que d'autres facteurs interviennent. Des résultats similaires sont également observés sur l'avant bras et la jambe. Enfin, gardons à l'idée que l'anisotropie est une propriété intrinsèque de la peau.

6.5.5. Variation des propriétés mécaniques avec la localisation des sites anatomiques

Afin d'examiner la variation des propriétés mécaniques en fonction de la localisation du site anatomique, les courbes contrainte-déformation de tous les sites anatomiques testés d'un même sujet volontaire (F 36ANS IMC=22) ont été comparées (figure 6.20). Les courbes montrent à l'évidence une nette variation entre les sites anatomiques sollicités. Cette variation a été expliquée par la différence d'épaisseur et la microstructure du site anatomique (Diridollou et al. 1998). En effet, calculons l'écart relatif maximal en épaisseur de l'ensemble des sites testés sur le sujet (F 36ANS IMC=22) en utilisant l'expression suivante :

$$Er_{\max} = \left| \left(\frac{e_{\max} - e_{\min}}{e_{\text{moy}}} \right) \right| \times 100 \quad (6.5)$$

avec, e_{\max} : épaisseur maximale mesurée ; e_{\min} : épaisseur minimale mesurée ; e_{moy} : épaisseur moyenne

L'écart relatif maximal en épaisseur mesuré sur les différents sites testés du sujet est de 62%. Cet écart important est sûrement l'un des facteurs qui justifient la variation des propriétés mécaniques avec le site anatomique. Quant à la microstructure, la figure 6.20 montre que la peau de l'abdomen est beaucoup plus souple que la peau de l'avant bras, cela peut être expliqué par l'effet fonctionnel de l'abdomen. En effet, la respiration, la digestion et certains mouvements du corps nécessitent une souplesse de la peau de l'abdomen permettant la variation du volume de l'abdomen, et cela même en excluant les variations de volume issus d'une grossesse.

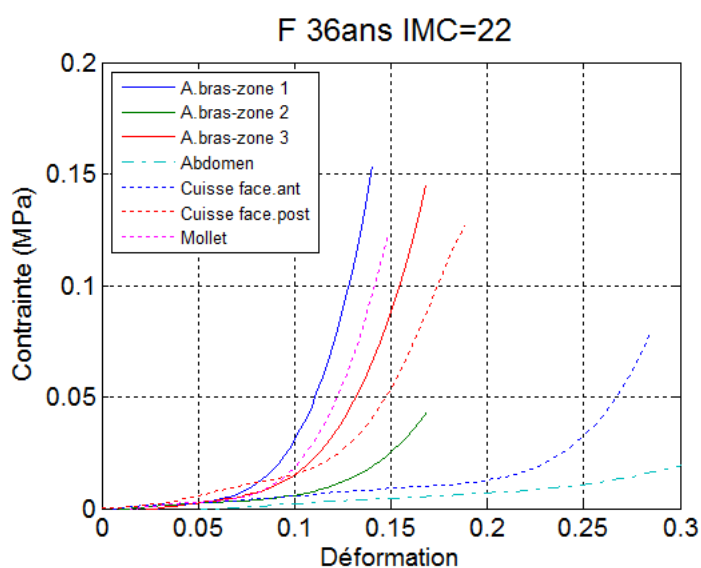


Figure 6.20.: Courbes contrainte-déformation issues de l'extension de la peau de l'abdomen, de l'avant bras et de la jambe selon la direction 0°

6.5.6. Modules élastiques

Comme il a été vu plus haut, la peau montre trois phases de comportement sous traction uniaxiale. Les pentes des phases linéaires phase I et phase III sont calculées. La pente de la phase I de la courbe contrainte-déformation est appelée le module élastique initial E_i et celle de la phase III est appelée le module élastique final E_f . Les figures (6.10 à 6.18) montrent que les courbes contrainte-déformation présentent un écart important. Les modules élastiques initial et final, respectivement

de la courbe supérieure et la courbe inférieure correspondant à chaque membre testé (abdomen, avant bras et jambe) pour tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus ont été calculés. La figure 6.21 montre les pentes initiales et les pentes finales des deux courbes, courbe supérieure et courbe inférieure représentant la famille des courbes contrainte-déformation de l'avant bras, tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus. La fonction « robustfit » implémentée dans Matlab® a été utilisée dans les calculs des modules élastiques. Cette fonction utilise la méthode de la régression robuste, un algorithme utilisant les moindres carrés itératifs repondérés.

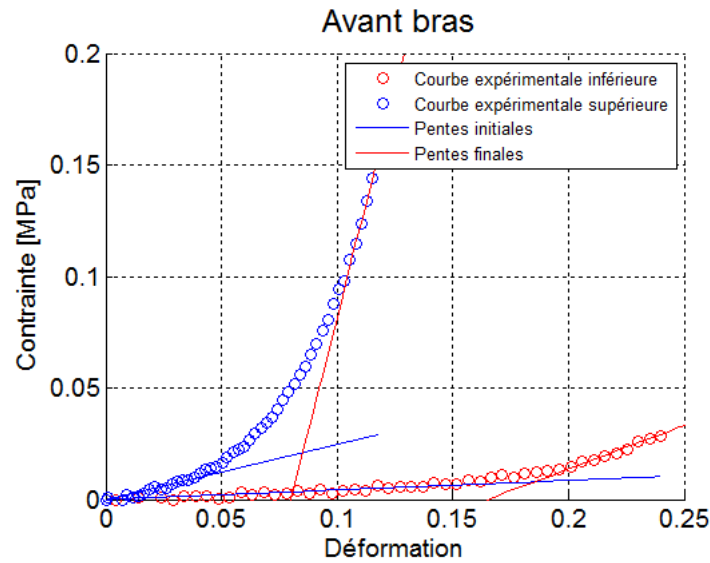


Figure 6.21.: Pentes initiales et pentes finales de la courbe supérieure et de la courbe inférieure représentant la famille des courbes contrainte-déformation de l'avant bras tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus

Le tableau 6.5 montre les valeurs calculées des modules élastiques correspondant aux différents membres testés pour chaque orientation tous sujets et toutes zones confondus. Ces valeurs se situent dans la fourchette des valeurs données par la littérature en traction uniaxiale qui varient entre 5 kPa (Daly 1982) et 6 MPa (Jacquemoud 2007) pour le module élastique initial et entre 0.6 MPa (Groves 2012) et 45 MPa (Silver et al. 2001) pour le module élastique final.

Table 6.5.: Modules élastiques (MPa) correspondant aux différents membres testés pour chaque orientation tous sujets et toutes zones confondus

	Courbe supérieure		Courbe inférieure	
Module élastique	initial	final	initial	final
Abdomen 0°	3.09E-02	1.35E+00	5.77E-02	3.18E-01
Abdomen 45°	5.55E-02	2.64E+00	5.14E-02	6.68E-01
Abdomen 90°	1.64E-02	1.46E+00	2.69E-02	
Avant bras 0°	3.83E-02	5.50E+00	4.77E-02	5.54E-01
Avant bras 45°	3.18E-01	4.08E+00	5.39E-02	8.34E-01
Avant bras 90°	1.25E-01	1.72E+00	4.79E-02	
Jambe 0°	5,43E-02	3.27E+00	1.00E-01	2.98E+00
Jambe 45°	2,57E-01	6.93E+00	8.77E-02	
Jambe 90°	2.51E-01	1.73E+00	1.24E-01	1.39E+00
Moyenne	1.27E-01	3.19E+00	6.64E-02	8.43E-01
Ecart type	9.87E-02	1.56E+00	2.51E-02	6.71E-01

6.6. Conclusion

Dans ce chapitre, plusieurs éléments ont été développés pour :

- réunir des données expérimentales pour l'identification de propriétés mécaniques caractéristiques du comportement de la peau, en particulier de son anisotropie,
- comparer les comportements de différents sujets, zones, axes de sollicitation
- collecter des données pour personnaliser les simulations numériques de différents scénari de chargements mécaniques.

En particulier, un dispositif spécifique "LADIES" dédié principalement aux essais *in vivo* et développés au sein du groupe COTI et plus spécifiquement par Eric Joseph a été utilisé en routine pour réaliser des essais d'extension uniaxiale sur la peau saine *in vivo* de 22 sujets volontaires dans différentes zones (abdomen, avant-bras, jambe), et trois directions de sollicitation par rapport à l'axe médio-latérale (0°, 45°, 90°). Ces essais mécaniques ont été complétés par des mesures de l'épaisseur de la peau *in vivo* de chacun des sujets sur l'ensemble des zones concernées, grâce à une collaboration avec le Centre d'Etudes et de Recherche sur le Tégument et Céline Thiebaud. La variabilité observée par rapport à l'ensemble des essais toutes zones et toutes orientations confondues dans les mesures brutes d'effort correspondant à une élongation perdure même après la prise en compte de la variété des zones, des épaisseurs et des orientations des différents tests effectués. Une analyse de l'anisotropie des zones testées est présentée au travers de l'identification des directions de

plus forte et plus faible raideurs.

Les résultats issus de ces essais fournissent des données pour accéder aux paramètres intrinsèques d'un modèle de comportement hyperélastique d'Ogden identifiés au chapitre 9. L'un des essais a été utilisé pour l'identification des paramètres d'un modèle hyperélastique anisotrope (chapitre 9).

Ils sont également utiles pour montrer la faisabilité de coupler les simulations numériques telles à l'identification de paramètres intrinsèques de modèles de comportement représentatifs de la peau soumise à des sollicitations ; ce qui est particulièrement intéressant d'un point de vue médical pour personnaliser les planifications pré-opératoires.

Chapter 7

Essais sur la peau pathologique

7.1. Introduction

Les essais *in vivo* sont très importants pour caractériser la peau en toute innocuité mais restent difficiles à exploiter puisque les conditions aux limites et les conditions initiales sont mal connues. En effet, lors d'un essai d'extension *in vivo*, la zone de peau chargée reste attachée à la peau environnante et aux couches sous cutanées, ce qui affecte les mesures. Afin de pallier ce problème, l'extensiomètre "LADIES" a été développé dans l'objectif d'éliminer les forces parasites générées à la surface de la peau avec deux patins protecteurs. L'influence de l'hypoderme sur les mesures est considérée comme négligeable. Toutefois, la peau *in vivo* est en état de prétension. La prétension doit être donc prise en compte dans l'analyse du comportement mécanique de la peau. Le premier objectif de cette partie est de présenter une nouvelle méthode de quantification de la prétension de la peau. La méthode consiste à :

- Effectuer des essais d'extension sur la peau *in vivo*. Il s'agit ici de la peau de l'abdomen de patientes en préopératoire d'abdominoplastie ;
- Récupérer la peau *ex vivo* (préalablement testée) en postopératoire ;
- Remettre la peau *ex vivo* dans un état proche de son état de prétension *in vivo* en la retendant ;
- Effectuer les mêmes essais d'extension qu'auparavant sur la peau *ex vivo* prétendue. Pour cette condition, un repère doit être préalablement tracé sur la peau *in vivo* ;
- Comparer les données expérimentales issues des essais *in vivo* et *ex vivo*.

Idéalement, les courbes force-déplacement issues des mesures *in vivo* et *ex vivo* doivent coïncider, si les conditions expérimentales sont bien réalisées. A ce moment, la prétension peut être estimée en mesurant les efforts nécessaires pour retendre la peau *ex vivo* et la remettre dans son état de prétension *in vivo*.

Outre la quantification de la prétension, le deuxième objectif de cette partie est de comparer des données expérimentales *in vivo* et *ex vivo* issues des essais

effectués sur la même peau. S'il se trouve qu'il y a une corrélation entre les résultats *in vivo* et *ex vivo* telle que les lignes de forte tension de la peau, cela permet de valider la pertinence des essais mécaniques sur la peau *ex vivo*. Un autre objectif de cette partie est de quantifier la raideur et l'anisotropie de la peau en appliquant un chargement maximal sur la peau *ex vivo*.

Dans cette étude, la peau pathologique des deux sujets (A et B) a été testée. Le sujet A est une patiente de 52 ans qui a eu un accouchement de triplés. Le sujet B est une patiente ayant une quarantaine d'années et qui a perdu un poids important suite à un régime alimentaire. Les essais *in vivo* ont été effectués sur l'abdomen des deux sujets. Toutefois, ceux effectués sur la peau du sujet B n'ont pas réussi à cause d'un problème technique. C'est pour cette raison que seuls les essais *in vivo* effectués sur la peau du sujet A sont présentés. Les essais *ex vivo* effectués sur la peau des deux sujets sont présentés. Le tableau 7.1 résume les essais effectués *in vivo* et *ex vivo*.

Table 7.1.: Résumé des essais *in vivo* et *ex vivo* effectués sur la peau pathologique

	<i>in vivo</i>		<i>ex vivo</i>		
Essai	uniaxial	biaxial	uniaxial	biaxial	re-tension
Sujet A	×	×	×	×	×
Sujet B			×		×

7.2. Essais *in vivo* préopératoires

Les essais *in vivo* consistent à effectuer des essais d'extension sur l'abdomen des patientes en phase préopératoire d'abdominoplastie. Ces essais ont été effectués la veille de l'intervention chirurgicale au CHRU de Besançon. Un consentement éclairé, en accord avec le comité d'éthique du CHRU, a été signé par les patientes (Annexe A). Dans cette section, les essais *in vivo* effectués sur le sujet A sont présentés.

7.2.1. Sujet A

La veille de l'intervention, lors de la visite du chirurgien, la taille du lambeau à prélever est définie et un tracé du pourtour est dessiné sur la peau (figure 7.1). Les dimensions sont dans ce cas : 47 cm x 17 cm, respectivement selon la direction

médio-latérale et cranio-caudale. La forme *in vivo* du lambeau est reportée sur un calque transparent afin de garder la trace des formes *in vivo* pour ensuite, en postopératoire, remettre le lambeau dans son état de tension naturelle.

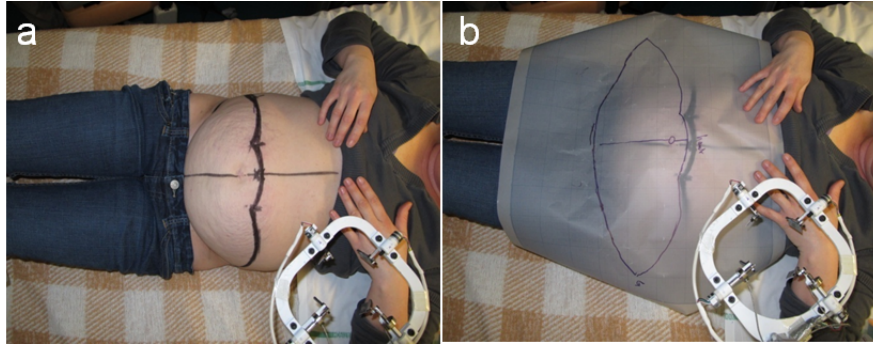


Figure 7.1.: Traçage du pourtour du lambeau à exciser (a) et report de ce pourtour sur un calque transparent (b)

Les essais d'extension uniaxiale et biaxiale ont été effectués sur l'abdomen de la patiente avec l'extensiomètre biaxial "BIAXE". Les patins de l'extensiomètre ont été fixés sur la partie gauche de l'abdomen avec une colle chirurgicale. Le centre de la zone utile de chargement se trouvant à 31 mm à gauche et en bas du nombril. Les essais d'extension uniaxiale et biaxiale ont été effectués séparément et successivement selon la direction cranio-caudale et médio-latérale. Un déplacement maximal de 7.5 mm a été imposé à la peau par chacun des patins opposés. Ce qui fait un étirement de la peau de 15 mm maximal, soit une déformation maximale de la peau de 33%.

7.2.2. Sujet B

Les essais *in vivo* ont été effectués en utilisant l'extensiomètre uniaxial "LADIES" à l'hôpital dans la chambre de la patiente. Le dispositif complet a été installé ("LADIES", ordinateur, boîtier électronique et oscilloscope). Le temps d'installation du matériel est d'environ 20 mn. Les essais ont été effectués selon la ligne médio-latérale et cranio-caudale du côté gauche de l'abdomen de la patiente. Le même protocole expérimental que celui décrit plus haut au section 6.4 a été suivi.

7.3. Essais *ex vivo* (post-opératoire)

La peau *ex vivo* est obtenue d'explants provenant d'abdominoplasties subies par les sujets (A et B). Les essais *ex vivo* ont suivi des protocoles différents pour les deux sujets : les essais sur l'explant du sujet A ont été réalisés au CHRU. Les essais sur l'explant B ont été réalisés au Département Mécanique Appliquée (DMA) de l'Institut FEMTO-ST. Entre temps, une procédure a été mise en place pour permettre de réaliser des tests sur tissus humains au DMA.

7.3.1. Procédure

Dans le but d'être autorisé à pratiquer des essais mécaniques sur des tissus cutanés humains, un protocole a été écrit pour décrire la procédure à respecter lors de ces essais (cf annexe A).

Ce document précise les objectifs de l'étude, les locaux et moyens expérimentaux utilisés pour cette étude, les personnes susceptibles de réaliser ces essais et les précautions particulières permettant de respecter les normes d'hygiène et sécurité de l'Université. Un paragraphe concerne le prélèvement, le consentement éclairé du patient et l'état sanitaire du tissu à tester. Le transport du matériel est également cadré par un document "ordre de mission" et des précautions d'emballage. Les déchets issus des tests sont regroupés dans un container spécifique CHRU pour rejoindre le circuit d'évacuation habituel DASRI (déchets d'activités de soins à risques infectieux) de l'hôpital ou de l'UFR SMP. Les accessoires et outils nécessaires aux essais sont classés en 3 catégories (type 1 : outils de découpe et outils mécaniques - type 2 : machines d'essais et électronique ou informatique - type 3 : produits jetables) et les manipulateurs doivent travailler en binôme ; l'un affecté au matériel "souillé" et l'autre exclusivement au matériel de type 2. Le nettoyage s'en trouve simplifié. Le tri des poubelles (déchets ordinaires et DASRI) est respecté et l'ensemble du matériel est lavé, désinfecté et rincé. Cette procédure a été acceptée par le service chargé de l'hygiène et de la sécurité de l'Université.

7.3.2. Explant du sujet A

L'explant du sujet A a été récupéré juste après l'intervention chirurgicale, nettoyé et testé. L'explant a été remis en tension dans un état proche de l'état *in vivo* puis sollicité en extension.

7.3.2.1. Retension de la peau

Afin de remettre la peau dans son état de tension *in vivo*, le lambeau de peau excisé a été placé sur le calque transparent sur lequel a été tracé le pourtour du lambeau *in vivo* en préopératoire, ensuite le lambeau a été retendu jusqu'à retrouver une forme proche de sa forme géométrique *in vivo* tracée sur le calque (figure 7.2). Une fois ajusté au pourtour tracé, le lambeau est fixé par des aiguilles au polystyrène placé au dessous du calque. Toutefois, ces moyens de fixation du lambeau étaient mal adaptés à la retension de la peau. A la suite de cette expérience de retension de la peau du sujet A, le dispositif de retension décrit dans la section 5.3 a été développé puis utilisé avec l'explant du sujet B.

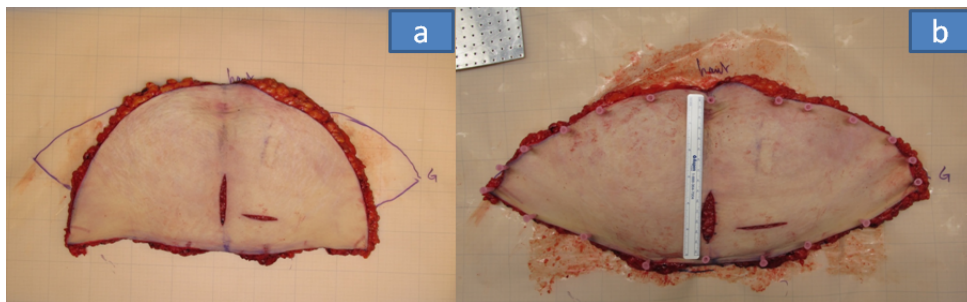


Figure 7.2.: Retension de l'explant du sujet A. Lambeau rétracté (a). Lambeau retendu selon sa forme *in vivo* (b)

7.3.2.2. Essai d'extension *ex vivo*

Les mêmes essais d'extension effectués *in vivo* sur la peau du sujet A ont été appliqués sur l'explant. Toutefois, le déplacement maximal imposé dans le cas *ex vivo* est de 25 mm (cf. figure 7.3) au lieu de 15 mm *in vivo*. Ce qui fait une déformation maximale appliquée de 55%.

7.3.3. Explant du sujet B

En phase d'anesthésie de la patiente, un marquage a été effectué sur le lambeau du sujet B (lambeau B) pour servir ultérieurement comme référence pour la retension de la peau (figure 7.4-a). Le marquage a été effectué en utilisant un pochoir métallique de forme circulaire et de diamètre 60 mm (figure 7.4-b). Le pochoir permet

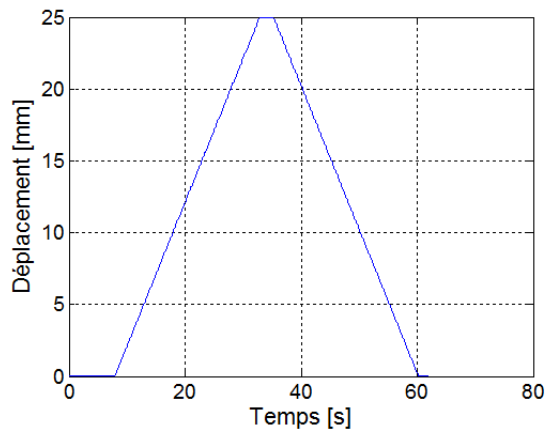


Figure 7.3.: Chargement appliqué sur la peau du sujet A

de marquer la peau avec des points formant des cercles concentriques. Le marquage sur la peau a été effectué par tatouage. Une fois le lambeau excisé, le marquage est déformé et les cercles prennent une forme proche de l'ellipse. Le tatouage présente l'avantage de ne pas s'effacer lors de la désinfection à la bétadine contrairement au feutre. Ce temps est compté dans la période d'anesthésie du patient ce qui constitue un inconvénient majeur de l'essai qui ne sera pas renouvelé de cette façon

Après avoir été excisé, le lambeau est transporté dans un bac isotherme. Les essais *ex vivo* ont été effectués au Département Mécanique Appliquée. Le lambeau a été coupé en deux parties afin de reproduire les essais. Les essais de retension et d'extension ont été effectués le jour même de l'intervention sur une partie du lambeau (explant B.1). La deuxième partie a été surgelée. Quelques jours après, d'autres essais ont été effectués sur la deuxième partie du lambeau (explant B.2). Les étapes suivantes ont été suivies :

- Essais d'extension "LADIES" sur tissus *ex vivo* relâché ;
- Retension de l'explant ;
- Essais d'extension "LADIES" sur explant prétendu ;
- Découpe d'un îlot circulaire au centre de l'explant ;
- Retension de l'îlot à la forme initiale avant découpe ;
- Traction multiaxiale de l'îlot re-tendu.

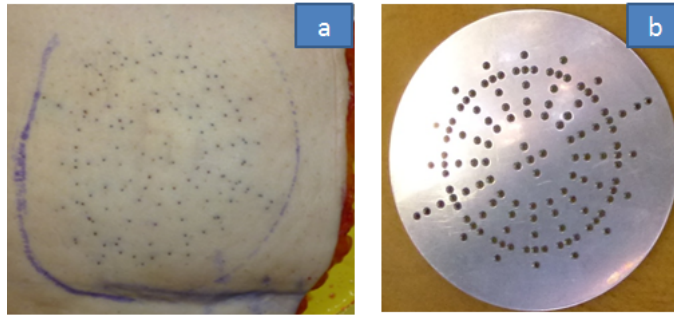


Figure 7.4.: (a) : illustration du tatouage effectué sur le lambeau du sujet B. (b) : le pochoir servant au marquage du lambeau

7.3.3.1. Retension de la peau du lambeau B.1

Le lambeau a été placé sur le plateau du dispositif de retension pour effectuer les essais *ex vivo*. De la glycérine a été étalée sur le plateau afin de minimiser le frottement du lambeau avec le plateau. L'essai de retension consiste à retendre la zone de peau préalablement tatouée, jusqu'à ce qu'elle retrouve sa forme circulaire initiale *in vivo* naturellement prétendue. Pour cela, sur un cercle de 100 mm de diamètre autour de la zone de peau marquée, ont été fixés seize crochets servant à la traction de la peau lors de la retension. Les crochets ont été reliés à des tubes suspendus par l'intermédiaire de poulies. Les poulies ont été réparties régulièrement tout autour du lambeau et définissent des secteurs de 22.5°. Nous comptons huit axes de chargement. Chaque axe correspond à une direction propre. Le chargement de la peau a été obtenu à l'aide de billes métalliques placées dans les tubes. Les masses des billes sont de 0.37 g, 4 g et 50 g. La masse du tube est de 8 g. A cause de l'anisotropie, un chargement symétrique non uniforme (même chargement opposé sur chaque diamètre, mais différents chargements le long des huit axes) a été appliqué. Lors du chargement, le déplacement des différents points de la zone de peau marquée ont été visualisés sur l'écran de l'ordinateur à l'aide d'une caméra placée au dessus de la peau. Un cercle de même diamètre que le cercle initial de la zone de peau marquée (60 mm) a été préalablement tracé sur l'écran. Ce cercle est appelé le "cercle de référence". La forme circulaire initiale de la zone de peau chargée doit être obtenue en ajustant les points marqués sur le pourtour extérieur de la zone de peau au cercle de référence grâce à un chargement croissant des tubes suspendus aux poulies.

Idéalement, avec cette méthode, la zone de peau marquée retrouve son état de prétension *in vivo*, toutefois la peau testée était très distendue. L'objectif de l'essai

n'a pas été atteint : La peau très distendue ne permet pas de mettre en évidence la rétraction du lambeau une fois prélevée du corps.

7.3.3.2. Retension de la peau du lambeau B.2 (par la suite appelé B)

Quelques jours après, l'essai de retension a été reproduit sur la deuxième partie du lambeau B après l'avoir décongelé. Dans cet essai, au lieu de chercher à remettre la peau dans son état de tension naturelle, une tension arbitraire a été imposée. Le but de cet essai est l'analyse du comportement anisotrope de la peau. Afin de mesurer la déformation de la peau lors de la retension, trois séries de seize points formant trois cercles concentriques respectivement de diamètre 60 mm, 70 mm et 100 mm ont été marqués sur la peau avec du stylo-feutre (figure 7.5).

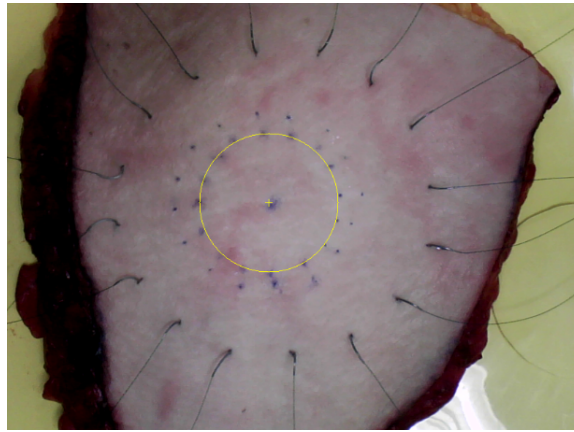


Figure 7.5.: Illustration de l'essai de retension du lambeau B

Les points ont été équidistants d'un arc de cercle d'angle 22.5° . Les crochets ont été fixés sur les points formant le grand cercle. Un chargement incrémental uniforme jusqu'à un poids total cumulé de 8.8 N a été appliqué. La contrainte radiale appliquée peut être estimée par la relation :

$$\sigma = \frac{P}{e \times 2\pi r} \quad (7.1)$$

avec P , le poids total résultant appliqué (tous les tubes); e , l'épaisseur de la peau ; $2r$, le diamètre du cercle de la zone de peau chargée $2r = 100$ mm.

En prenant la valeur de l'épaisseur moyenne de la peau de l'abdomen (1.96 mm) donnée par le tableau 6.2, la contrainte radiale appliquée est d'environ 14.3 kPa.

7.3.3.3. Essais d'extension "LADIES" sur l'explant B relâché puis sur l'explant B tendu.

Les essais d'extension ont été effectués sur le lambeau avant de retendre la peau et après la retension (figure 7.6). Les essais ont été effectués en utilisant l'extensiomètre "LADIES". La même démarche présentée dans la section 6.4 a été suivie. Le chargement appliqué est décrit par la figure 7.7.

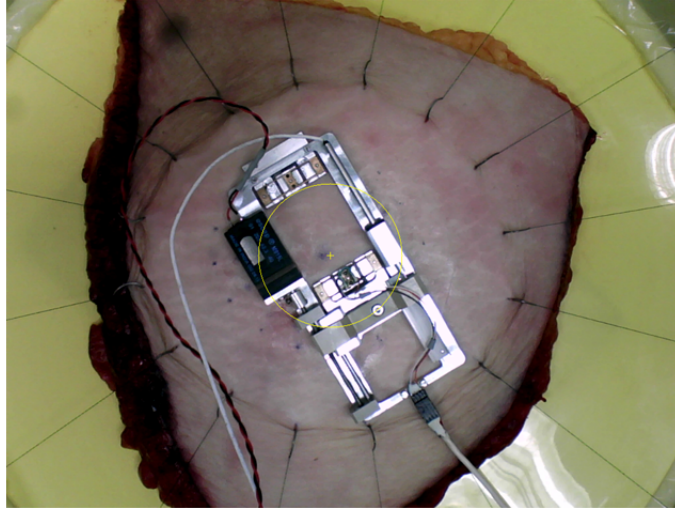


Figure 7.6.: Illustration de l'essai d'extension effectué sur le lambeau B

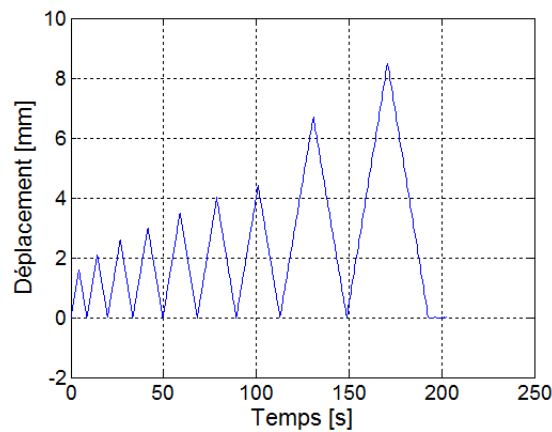


Figure 7.7.: Diagramme de chargement appliqué sur l'explant B

7.3.3.4. Découpe, retension et traction multiaxiale de la peau du lambeau B

Après avoir prélevé la peau de l'explant du lambeau, une découpe du lambeau selon le cercle préalablement tracé (en jaune sur la figure 7.5) a été effectuée grâce au bistouri électrique (figure 7.8a). Un îlot de peau avec l'hypoderme a été obtenu (figure 7.8b). L'îlot de peau s'est rétracté. Dans le but de quantifier l'anisotropie de la peau testée, un chargement incrémental multiaxial (selon 16 axes distants de 22.5°) a été appliqué à l'îlot de peau en deux phases :

- Dans la première phase, l'îlot a été chargé de façon à le remettre dans sa forme circulaire initiale. Vue l'anisotropie de la peau, un chargement symétrique non uniforme a été appliqué : les masses ont été ajoutées simultanément aux extrémités diamétralement opposées et cela successivement pour les différents axes matérialisés par les fils tendus.
- Dans la deuxième phase, après avoir remis l'îlot dans sa forme initiale, un chargement symétrique uniforme incrémental lui a été appliqué.

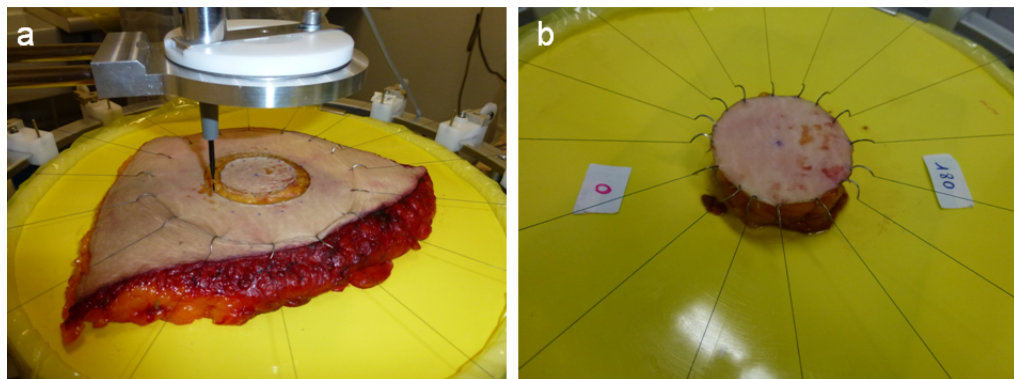


Figure 7.8.: (a) : Illustration de la découpe de peau avec le bistouri électrique. (b) : Traction multiaxiale de l'ilot de peau

Tout au long de cette phase d'essais, à chaque incrément de charge, une photo a été prise et le chargement a été enregistré.

7.4. Résultats et discussion

Dans cette section les résultats obtenus à partir des essais *in vivo* et *ex vivo* effectués sur la peau abdominale pathologique des deux sujets A et B sont présentés.

7.4.1. Peau pathologique A

Afin de trouver une corrélation entre les résultats, d'une part issus des extensions uniaxiale et biaxiale et d'autre part issus des essais effectués *in vivo* et *ex vivo* sur la peau abdominale du sujet A avec l'extensiomètre biaxial "BIAXE", les courbes contrainte-déformation obtenues ont été comparées (figures 7.9 à 7.11).

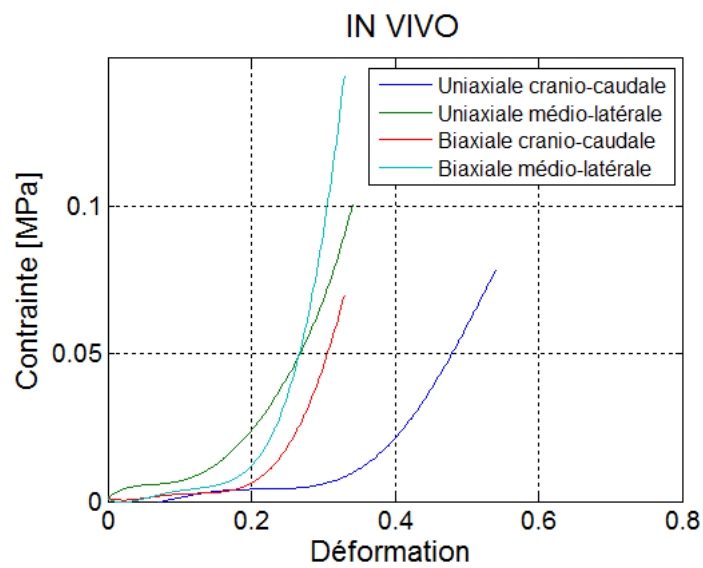


Figure 7.9.: Courbes contrainte-déformation obtenues à partir des essais d'extension *in vivo* effectués sur la peau du sujet A

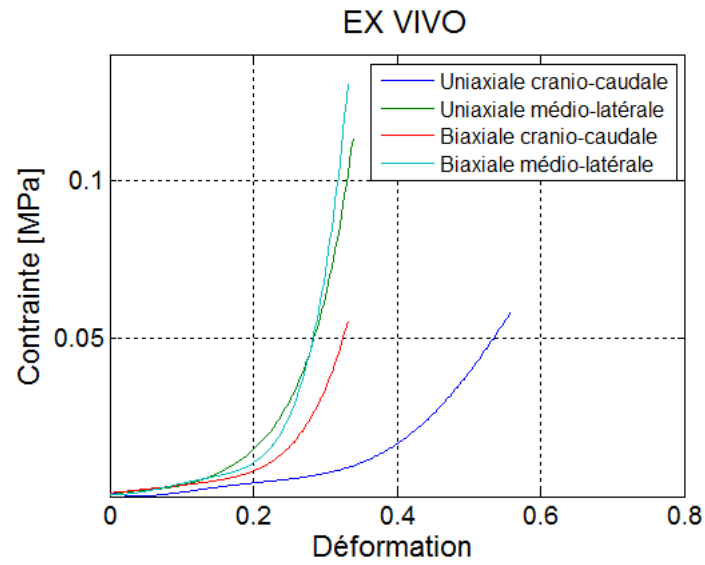


Figure 7.10.: Courbes contrainte-déformation obtenues à partir des essais d'extension *in vivo* effectués sur la peau du sujet A

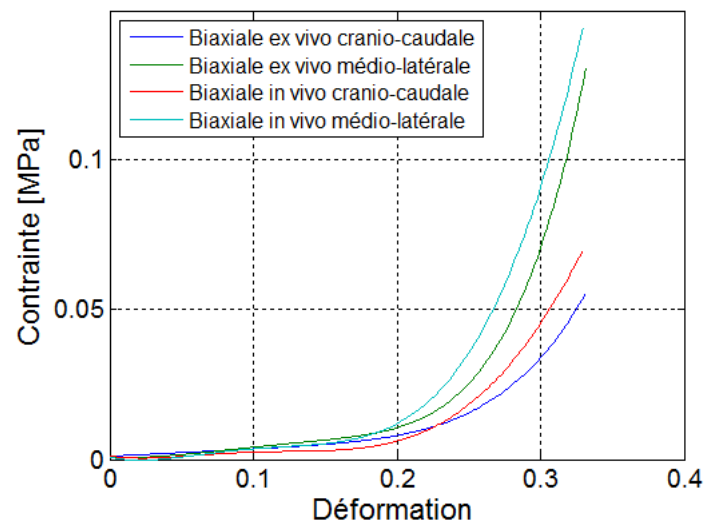


Figure 7.11.: Comparaison des courbes contrainte-déformation obtenues à partir d'essais d'extension *in vivo* et *ex vivo* effectués sur la peau du sujet A

Les courbes contraintes-déformations obtenues respectivement de l'extension uniaxiale et biaxiale selon la direction médio-latérale sont très proches autant en *in vivo* (cf. figure 7.9) qu'en *ex vivo* (cf. figure 7.10). Notons également que la direction médio-latérale correspond à la direction de forte raideur. L'utilisation des essais *ex vivo* ou *in vivo* peut fournir les mêmes informations dans la direction médio-latérale (cf. figure 7.11). Ceci est aussi le cas dans la direction cranio-caudale. Toutefois, vu qu'un seul cas est testé, cela ne permet pas de généraliser cette justification.

Cela montre que la phase 1 linéaire sous faible chargement est plus importante pour la direction cranio-caudale que pour la direction médio-latérale.

L'étude de la peau abdominale du sujet A montre que les essais d'extension *ex vivo* peuvent constituer une bonne approche pour l'analyse du comportement mécanique de la peau et la caractérisation de la direction de forte raideur. Toutefois, vu qu'un seul cas est testé, cela ne permet pas de généraliser ces conclusions.

Enfin, l'extensiomètre biaxial utilisé est une version prototype à améliorer, en particulier pour éliminer les forces parasites générées par la peau entourant les patins principaux et qui affectent beaucoup les résultats (voir chapitre 9). Les résultats obtenus à partir de ces essais n'ont pas été utilisés pour l'identification des paramètres.

7.4.2. Peau pathologique B

Dans cette section nous présentons les résultats obtenus selon les étapes consécutives suivantes :

- Extension “LADIES” de l'explant relâché ;
- Retension de l'explant (lambeau B) ;
- Extension “LADIES” de l'explant prétendu ;
- Remise en tension de l'ilôt ;
- Extension multiaxiale de l'ilôt retendu.

7.4.2.1. Extension “LADIES” de l'explant relâché (lambeau B)

Les courbes force-déplacement issues d'un essai d'extensiométrie avec le dispositif “LADIES” sont présentées sur la figure 7.12 selon les axes 0°, 45° et 90°.

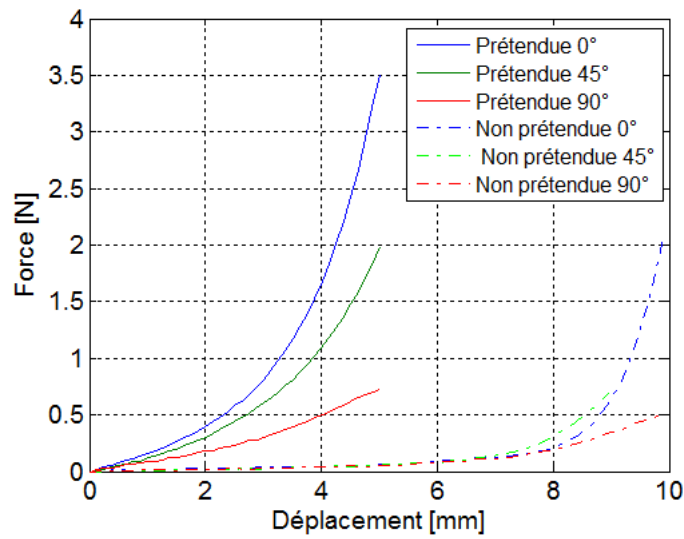


Figure 7.12.: Courbes force-déplacement de la peau de l'explant B relâché (non prétendu) et prétendu avec le dispositif "LADIES" dans les directions 0°, 45°, 90°

7.4.2.2. Retension de l'explant (lambeau B)

Lors de la retension de la peau du lambeau B, un chargement incrémental multiaxial uniforme selon huit axes a été appliqué (figure 7.5). Le déplacement de chaque point de fixation de 16 crochets selon l'axe de chargement qui lui correspond, a été mesuré. L'élongation de la peau selon chaque axe correspond au déplacement de deux points de fixation des crochets diamétralement opposés. Des mesures de déplacement de deux points de fixation diamétralement opposés, on déduit l'élongation de la peau selon chaque axe. On représente sur la figure 7.13 l'élongation mesurée en fonction de l'incrément de changement appliqué sur tous les axes et l'élongation incrémentale moyenne (figure 7.14) pour chaque axe de chargement.

La figure 7.13 montre que les courbes élongation-force correspondant à 157.5° et à 90° (c.à.d. la direction cranio-caudale) sont respectivement la courbe de souplesse minimale et la courbe de souplesse maximale de la peau testée lors de la retension. Ceci est montré également par la figure 7.14. La courbe de faible souplesse ne correspond pas à la direction 0° ou 45° comme il a été trouvé lors des essais d'extension *in vivo* présentés dans le chapitre précédent. Ces résultats qu'on peut présenter en inversant l'effort et l'élongation (figure 7.15) sont cohérents avec la courbe force-élongation en fonction des angles 0°, 45°, et 90° des essais présentée sur la figure 7.12 tout en sachant que les états de chargement sont différents ; l'un

est un chargement de traction multiaxiale, l'autre de traction uniaxiale.

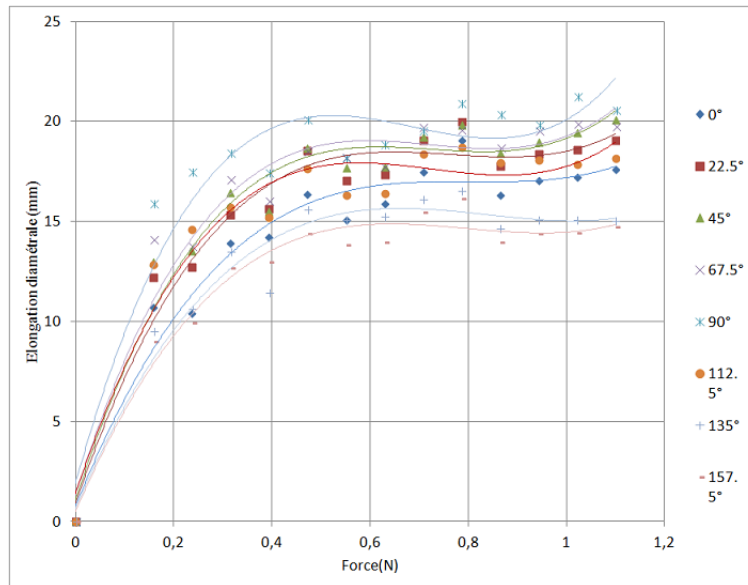


Figure 7.13.: Elongation diamétrale du lambeau en fonction de la charge appliquée pour les différents axes. Prétension multiaxiale appliquée au lambeau

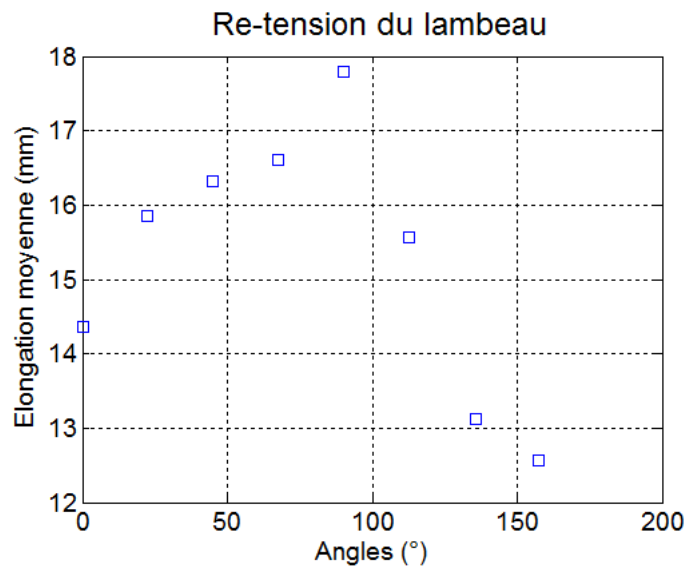


Figure 7.14.: Elongation diamétrale moyenne du lambeau de peau en fonction de l'angle

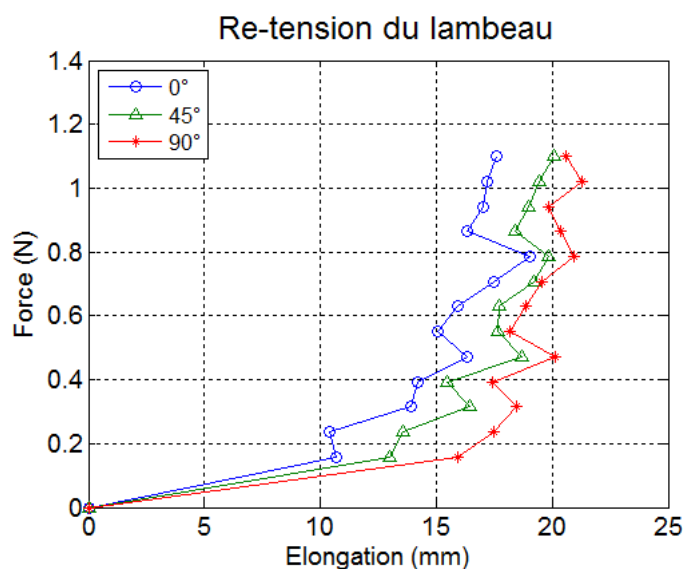


Figure 7.15.: Courbes force-élongation diamétrale du lambeau de peau pour les angles 0° , 45° et 90° tirées de 7.13 - chargement multiaxial

7.4.2.3. Essais d'extension "LADIES" sur l'explant (lambeau B) prétendu

Les courbes force-déplacement obtenues avec le dispositif "LADIES" sur l'explant prétendu sont présentées par la figure 7.12 selon les axes 0° , 45° et 90° .

Afin de quantifier la prétension de la peau *in vivo*, nous avons comparé tout d'abord le comportement mécanique de la peau *ex vivo* prétendue et non prétendue, ensuite nous avons comparé le comportement mécanique de la peau *ex vivo* prétendue avec celui de la peau saine *in vivo* testée (voir chapitre 6). Nous avons pris une épaisseur moyenne de la peau de l'abdomen (tableau 6.2) pour tracer les courbes contrainte-déformation de la peau *ex vivo*.

Les courbes contrainte-déformation obtenues à partir de l'extension de la peau *ex vivo*, avant et après retension du lambeau sont comparées (figure 7.16). La figure montre un décalage entre les courbes contrainte-déformation de la peau prétendue et non prétendue. Ce décalage a été attribué à la contrainte initiale. En effet, lors d'un essai de traction sur la peau *ex vivo*, trois phases sont distinguées (voir section 4.2). La première phase est caractérisée par une grande extension de la peau. Dans cette

phase, la peau est très élastique. Cette phase s'étend jusqu'à 20% de déformation dans le cas de la peau non prétendue. Elle n'existe pas dans le cas de la peau prétendue. Il semble que la valeur de précontrainte appliquée est très élevée.

Maintenant, si nous comparons les courbes contrainte-déformation de la peau saine *in vivo* (voir chapitre 6) et celle de la peau *ex vivo* prétendue, nous constatons par exemple qu'à 10% de déformation, la valeur de contrainte maximale mesurée sur l'avant bras, et le mollet *in vivo* à 45° est égale à celle mesurée sur la peau *ex vivo* (0.1 MPa) pour la même déformation. Cette valeur de contrainte maximale correspond à des déformations supérieures à 20% sur la courbe contrainte-déformation de la peau de l'abdomen toutes orientations confondues. Ceci montre que la précontrainte appliquée à la peau *ex vivo* semble présenter une peau moins souple que celle de l'abdomen.

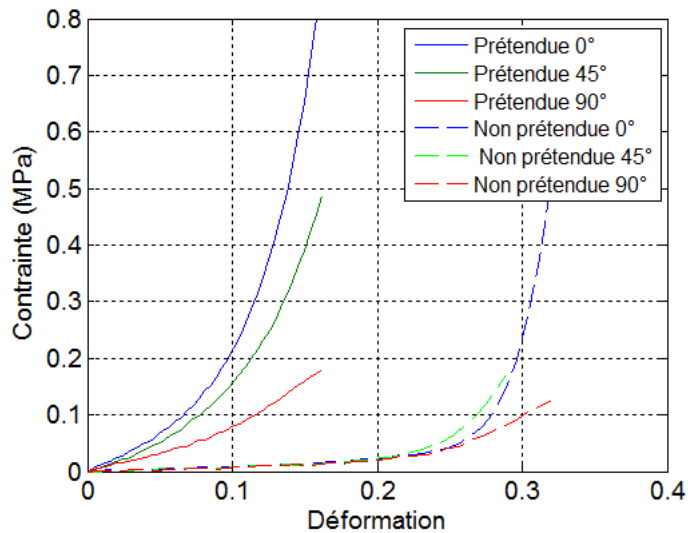


Figure 7.16.: Courbes contrainte-déformation de la peau de l'explant B relâché (non prétendu) et prétendu avec le dispositif “LADIES” dans les directions 0°, 45°, 90°, pour une épaisseur moyenne de la peau abdominale de 1.96 mm

7.4.2.4. Remise en tension de l'îlot (retension)

Une fois l'îlot circulaire découpé dans l'explant prétendu, celui-ci prend une forme ovale. La remise en tension de l'îlot permet de retrouver la forme circulaire initiale. La figure 7.17 présente les élongations diamétrales en fonction de l'effort

incrémental symétrique mais non uniforme appliqué tout autour de l'îlot. A partir du début de la phase 3 correspondant à une forte raideur, les elongations aux différents axes de chargement se répartissent entre 2mm et 9mm environ. La phase 1 s'en trouve alors très différente selon les axes, ce qui permet de distinguer les axes de la plus grande extension (112.5°) de la plus faible (0°).

7.4.2.5. Extension multiaxiale de l'îlot retendu

Après la remise en tension de l'îlot, un chargement multiaxial symétrique uniforme est appliqué et les courbes de la figure 7.18 présentent les résultats obtenus à partir du chargement initial précédent non uniforme. Les courbes sont faiblement croissantes et les niveaux d'elongation varient entre 4.5 mm et 6.2 mm pour la courbe de plus faible raideur (0°) et entre 11 mm et 12.6 mm pour la courbe de plus forte raideur (112.5°). Les courbes, de tendances linéaires, ont des pentes très voisines quelle que soit la direction du chargement.

7.5. Conclusion

Dans cette partie portant sur les essais réalisés sur peau provenant d'abdominoplastie, un protocole expérimental a été développé avec différents essais d'extensiométrie uniaxiaux, biaxiaux et multiaxiaux sur la peau *in vivo* avant l'opération et *ex vivo* après l'opération. L'état de prétension a été recherché mais la peau très distendue a perdu ses propriétés élastiques. La phase d'identification de la prétension a été vraiment réalisée sur l'îlot découpé *ex vivo* et remis à la tension appliquée arbitrairement à l'explant.

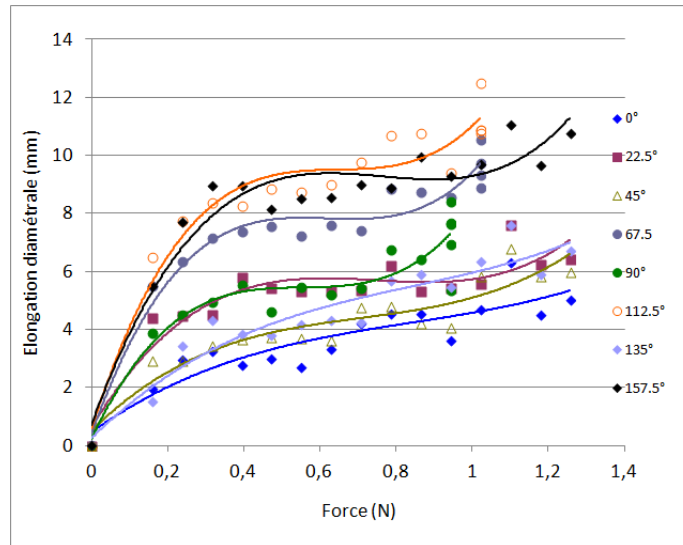


Figure 7.17.: Courbes d'élongation diamétrale en fonction de la charge incrémentale symétrique non uniforme appliquée sur l'îlot issu de l'explant prétendu

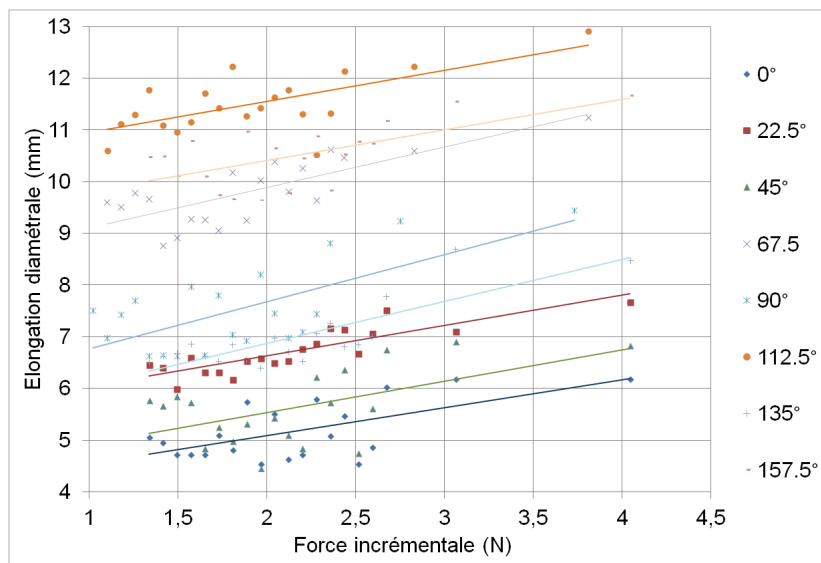


Figure 7.18.: Courbes élongation diamétrale en fonction d'une charge multiaxiale incrémentale symétrique uniforme sur l'îlot retendu

Troisième partie .

**Analyse numérique du
comportement de la peau**

Chapitre 8

Implémentation du modèle HGO et validation

Le modèle HGO a été implémenté dans le code de calcul par éléments finis Ansys®. Dans ce chapitre, les équations constitutives du modèle ainsi que la validation du code éléments finis sont présentées.

8.1. Préliminaires de mécanique non linéaire

Dans cette section, nous rappelons quelques notions de base sur les équations constitutives d'un modèle de comportement hyperélastique indispensables pour l'implémentation d'un modèle de comportement mécanique. Nous aurons seulement un court regard sur les hypothèses de base, pour une explication plus détaillée voir [Holzapfel \(2000\)](#).

8.1.1. Cinématique et tenseur des déformations

Dans le cadre des transformations finies, le mouvement d'une particule d'un milieu continu peut être décrit soit dans une configuration Lagrangienne, soit dans une configuration Eulérienne (figure 8.1). Les coordonnées Lagrangiennes (ou matérielles) sont les coordonnées qui définissent la position du point matériel $M_0(X_1, X_2, X_3)$ du milieu continu dans la configuration initiale (ou non déformée) Ω_0 . Les coordonnées Eulériennes (ou spatiales) sont les coordonnées qui définissent la position du point matériel $M_t(x_1, x_2, x_3)$ du milieu continu dans la configuration actuelle (ou déformée) Ω_t .

La distance entre ces deux positions est désignée par le champ de déplacement $\mathbf{U}(\mathbf{X}, t)$ dans la description Lagrangienne

$$\mathbf{U}(\mathbf{X}, t) = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) - \mathbf{X} \quad (8.1)$$

En outre, le champ de déplacement en description spatiale peut s'écrire :

$$\mathbf{u}(\mathbf{x}, t) = \mathbf{x} - \mathbf{X}(\mathbf{x}, t) \quad (8.2)$$

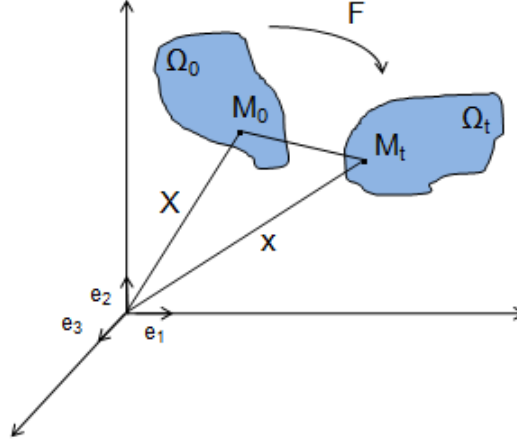


Figure 8.1.: Déformation d'un corps solide

Pour traduire la cinématique du solide, le tenseur gradient de la transformation \mathbf{F} est défini par :

$$\mathbf{F}(\mathbf{X}, t) = \text{Grad } \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}} \quad (8.3)$$

Lorsque l'on étudie les matériaux incompressibles (ou quasi incompressibles), il est important de découpler les déformations volumiques des déformations dites isochoriques (Fung 1965). Une telle séparation doit veiller à ce que la partie isochorique du gradient de la transformation appelée $\bar{\mathbf{F}}$ ne produise aucun changement de volume. Le déterminant de $\bar{\mathbf{F}}$ doit donc satisfaire :

$$\det \bar{\mathbf{F}} = 1 \quad (8.4)$$

Cette condition peut être obtenue en posant :

$$\bar{\mathbf{F}} = J^{-1/3} \mathbf{F} \quad (8.5)$$

avec :

$$J = \det \bar{\mathbf{F}} > 0 \quad (8.6)$$

Notons que le déterminant du gradient de la transformation J donne le rapport de volume. Le gradient de la transformation \mathbf{F} étant non symétrique, deux tenseurs symétriques de second ordre en description Lagrangienne sont introduits afin de simplifier les calculs : le tenseur de Cauchy-Green droit \mathbf{C} et le tenseur des déformations de Green-Lagrange \mathbf{E} définis par :

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} = (\mathbf{F}^T \mathbf{F})^T = \mathbf{C}^T \quad (8.7)$$

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{F}^T \mathbf{F} - \mathbf{I}) = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I}) \quad (8.8)$$

et leurs homologues modifiés :

$$\bar{\mathbf{C}} = \bar{\mathbf{F}}^T \bar{\mathbf{F}} = J^{-2/3} \mathbf{C} \quad (8.9)$$

$$\bar{\mathbf{E}} = \frac{1}{2}(\bar{\mathbf{C}} - \mathbf{I}) \quad (8.10)$$

où \mathbf{I} représente le tenseur unité du second ordre.

En description Eulérienne, nous introduisons les deux tenseurs symétriques du second ordre, le tenseur de Cauchy-Green gauche \mathbf{b} et le tenseur des déformations d'Euler-Almansi \mathbf{e} , définis par

$$\mathbf{b} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T \quad (8.11)$$

$$\mathbf{e} = \frac{1}{2}(\mathbf{I} - \mathbf{F}^{-T} \mathbf{F}^{-1}) = \frac{1}{2}(\mathbf{I} - \mathbf{b}^{-1}) \quad (8.12)$$

Le tenseur de Cauchy-Green gauche modifié est défini par :

$$\bar{\mathbf{b}} = \bar{\mathbf{F}} \bar{\mathbf{F}}^T = J^{-2/3} \mathbf{b} \quad (8.13)$$

8.1.2. La réponse aux contraintes hyperélastiques

Une conséquence de l'interaction entre les points à l'intérieur du corps pendant un processus de déformation sont les contraintes, qui ont la dimension physique de la force par unité de surface. Le tenseur des contraintes est un tenseur symétrique du

second ordre. Comme nous avons défini les tenseurs des déformations en description Lagrangienne et en description Eulérienne, il serait utile de disposer des tenseurs de contraintes dans les deux configurations. La théorie de la mécanique des milieux continus introduit deux tenseurs des contraintes symétriques du second ordre : le second tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff \mathbf{S} défini dans la configuration initiale ou Lagrangienne, et le tenseur des contraintes de Cauchy $\boldsymbol{\sigma}$ défini dans la configuration courante ou Eulérienne. La relation entre les deux tenseurs des contraintes est donnée par :

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{F}^T \quad (8.14)$$

Un autre tenseur des contraintes de second ordre souvent utilisé dans l'analyse non linéaire est le tenseur des contraintes de Kirchhoff $\boldsymbol{\tau}$ défini par :

$$\boldsymbol{\tau} = J \boldsymbol{\sigma} \quad (8.15)$$

La relation qui relie les états des contraintes aux déformations d'un matériau étudié est caractéristique de ce matériau et permet d'approcher son comportement mécanique dans des conditions spécifiques. Le but dans une analyse mécanique est alors d'introduire des lois de comportement.

L'hyperélasticité se définit par un comportement élastique dérivant d'un potentiel d'énergie de déformation (Fung 1965). Pour un matériau hyperélastique, le second tenseur de Piola-Kirchhoff \mathbf{S} découle d'un potentiel d'énergie de déformation selon l'équation :

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial \Psi(\mathbf{E})}{\partial \mathbf{E}} \quad (8.16)$$

où Ψ est le potentiel d'énergie de déformation. Il dépend du tenseur de Cauchy-Green droit \mathbf{C} ou du tenseur des déformations de Green-Lagrange \mathbf{E} . Cette relation donne la forme générale de la loi de comportement pour un matériau hyperélastique. Cependant, la forme du potentiel d'énergie de déformation diffère d'un modèle hyperélastique à un autre. Dans ce qui suit, nous exposons les équations constitutives du modèle HGO choisi pour notre étude.

8.2. Equations constitutives du modèle HGO

Holzapfel et al. (2000) ont supposé que le potentiel d'énergie de déformation se décompose en une partie isochorique et une partie volumétrique :

$$\Psi = \Psi_{\text{isoc}}(\bar{I}_1, \bar{I}_4, \bar{I}_6) + \Psi_{\text{vol}}(J) \quad (8.17)$$

Holzappel et al. (2000) ont découplé la partie isochorique du potentiel d'énergie de déformation en une partie tenant compte du comportement isotrope et une autre partie prenant en compte le comportement anisotrope :

$$\Psi_{\text{isoc}} = \Psi_{\text{iso}}(\bar{I}_1) + \Psi_{\text{aniso}}(\bar{I}_4, \bar{I}_6) \quad (8.18)$$

avec :

$$\Psi_{\text{iso}}(I_1) = \frac{\mu}{2}(\bar{I}_1 - 3) \quad (8.19)$$

$$\Psi_{\text{aniso}}(\bar{I}_4, \bar{I}_6) = \frac{k_1}{2k_2} \left\{ \exp \left[k_2(\bar{I}_4 - 1)^2 \right] - 1 \right\} + \frac{k_3}{2k_4} \left\{ \exp \left[k_4(\bar{I}_6 - 1)^2 \right] - 1 \right\} \quad (8.20)$$

$$\Psi_{\text{vol}}(J) = \frac{\kappa}{2}(J - 1)^2 \quad (8.21)$$

où la constante positive μ représente le paramètre de la matrice du matériau et les constantes positives k_1, k_2, k_3 et k_4 représentent les fibres. \bar{I}_1, \bar{I}_4 et \bar{I}_6 sont les invariants du tenseur des dilatations de Cauchy-Green droit modifié $\bar{\mathbf{C}}$ donnés par :

$$\bar{I}_1 = \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{I}; \quad \bar{I}_4(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a}_{01}) = \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_1; \quad \bar{I}_6(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a}_{02}) = \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_2 \quad (8.22)$$

où \mathbf{I} est le tenseur unité de second ordre. \mathbf{A}_1 et \mathbf{A}_2 sont respectivement les produits tensoriels des deux vecteurs unitaires \mathbf{a}_{01} et \mathbf{a}_{02} caractérisant l'orientation de chaque famille des fibres de collagène :

$$\mathbf{A}_i = \mathbf{a}_{0i} \otimes \mathbf{a}_{0i}, \quad \text{où } i = 1, 2 \quad (8.23)$$

8.2.1. Tenseur des contraintes

Suite à la décomposition du potentiel d'énergie de déformation, le second tenseur des contraintes de Piola-Kirchoff \mathbf{S} se décompose en une partie isochorique et une partie volumétrique :

$$\mathbf{S} = \mathbf{S}_{\text{isoc}}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A}_1, \mathbf{A}_2) + \mathbf{S}_{\text{vol}}(J) \quad (8.24)$$

où :

$$\mathbf{S}_{\text{isoc}} = 2 \frac{\partial \Psi_{\text{isoc}}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A}_1, \mathbf{A}_2)}{\partial \bar{\mathbf{C}}}; \quad \mathbf{S}_{\text{vol}} = 2 \frac{\partial \Psi_{\text{vol}}(J)}{\partial \mathbf{C}} \quad (8.25)$$

En décomposant la partie isochorique \mathbf{S}_{isoc} du second tenseur des contraintes de Piola-Kirchoff en une partie isotrope et une partie anisotrope, nous obtenons :

$$\mathbf{S}_{\text{isoc}} = \bar{\mathbf{S}}_{\text{iso}}(\bar{\mathbf{C}}) + \bar{\mathbf{S}}_{\text{aniso}}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A}_1, \mathbf{A}_2) \quad (8.26)$$

Ces deux tenseurs représentent respectivement les second-tenseurs des contraintes de Piola-Kirchoff “fictifs” en description Lagrangienne de la matrice isotrope (ou substance de base) et des familles de fibres de collagène constituant l’anisotropie du matériau. Ces deux tenseurs “fictifs” sont définis par :

$$\bar{\mathbf{S}}_{\text{iso}} = 2 \frac{\partial \Psi_{\text{iso}}(\bar{\mathbf{C}})}{\partial \bar{\mathbf{C}}}; \quad \bar{\mathbf{S}}_{\text{aniso}} = 2 \frac{\partial \Psi_{\text{aniso}}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A}_1, \mathbf{A}_2)}{\partial \bar{\mathbf{C}}} \quad (8.27)$$

Afin de trouver la forme générale des équations constitutives du potentiel d’énergie de déformation donné par l’équation 8.17, les conditions suivantes sont nécessaires :

$$\frac{\partial J}{\partial \mathbf{C}} = \frac{1}{2} J \mathbf{C}^{-1}, \quad \frac{\partial \bar{\mathbf{C}}}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial (J^{-2/3} \mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = J^{-2/3} (\mathbb{I} - \frac{1}{3} \mathbf{C} \otimes \mathbf{C}^{-1}) \quad (8.28)$$

$$\text{Dev}[\bullet] = ([\bullet] - \frac{1}{3} [\bullet] \otimes \bar{\mathbf{C}}) \bar{\mathbf{C}}^{-1}; \quad \text{avec} \quad \text{Dev}[\bullet] : \bar{\mathbf{C}} = 0 \quad (8.29)$$

où \mathbb{I} est le tenseur unité d’ordre quatre. \mathbf{C} est le tenseur Cauchy-Green droit. J est le déterminant du gradient de déformation. Nous aurons besoin aussi des relations suivantes :

$$\frac{\partial \bar{I}_1}{\partial \bar{\mathbf{C}}} = \mathbf{I}, \quad \text{et} \quad \frac{\partial \bar{I}_4}{\partial \bar{\mathbf{C}}} = \mathbf{A}_1; \quad \frac{\partial \bar{I}_6}{\partial \bar{\mathbf{C}}} = \mathbf{A}_2 \quad (8.30)$$

où \mathbf{I} est le tenseur unité de second ordre. \mathbf{S} est calculé en substituant le potentiel d’énergie de déformation de l’équation 8.17 dans l’équation 8.16 et en utilisant les équations 8.28, 8.29 et 8.30 (voir Annexe B). On obtient alors :

$$\mathbf{S} = \mathbf{S}_{\text{vol}} + \mathbf{S}_{\text{isoc}} \quad (8.31)$$

avec :

$$\mathbf{S}_{\text{vol}} = Jp\mathbf{C}^{-1} \quad (8.32)$$

et

$$\mathbf{S}_{\text{isoc}} = J^{-2/3}\text{Dev}[\bar{\mathbf{S}}] \quad (8.33)$$

où la pression hydrostatique p est un multiplicateur de Lagrange indéterminé dans la description d'un matériau incompressible (Holzapfel et al. 2000) qui est défini par la relation :

$$p = \frac{\partial \Psi_{\text{vol}}}{\partial J} = \chi(J - 1) \quad (8.34)$$

où χ est le module de compressibilité.

Tout calcul fait on obtient alors :

$$\bar{\mathbf{S}} = \mu I + 2\gamma_4 \mathbf{A}_1 + 2\gamma_6 \mathbf{A}_2 \quad (8.35)$$

avec :

$$\gamma_4 = \frac{\partial \bar{\Psi}_{\text{aniso}}}{\partial \bar{I}_4} = k_1(\bar{I}_4 - 1)e^{k_2(\bar{I}_4 - 1)^2} \quad \text{et} \quad \gamma_6 = \frac{\partial \bar{\Psi}_{\text{aniso}}}{\partial \bar{I}_6} = k_3(\bar{I}_6 - 1)e^{k_4(\bar{I}_6 - 1)^2} \quad (8.36)$$

Enfin, une transformation de Piola de l'équation 8.14 permet de mettre le tenseur des contraintes de Cauchy sous la forme découlée (Holzapfel & Gasser 2001) :

$$\boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{\sigma}_{\text{vol}} + \bar{\boldsymbol{\sigma}} \quad (8.37)$$

Le tenseur des contraintes de Cauchy s'exprime alors :

$$\boldsymbol{\sigma} = p\mathbf{I} + J^{-1}\bar{\mathbf{F}}\text{Dev}[\bar{\mathbf{S}}]\bar{\mathbf{F}}^T \quad (8.38)$$

L'expression de la contrainte de Cauchy pour les différents tests simples de caractérisation des matériaux est donnée par l'annexe B.

8.2.2. Tenseur d'élasticité

Afin d'obtenir des solutions à des problèmes non linéaires d'élasticité et de l'inélasticité, la résolution par la méthode itérative dite de type Newton est souvent appliquée. Cette stratégie nécessite la linéarisation des équations constitutives du problème en description Lagrangienne et Eulérienne (Holzapfel & Gasser 2001)

Comme vu précédemment, le second tenseur de Piola-Kirchhoff \mathbf{S} est décrit en fonction du tenseur des contraintes de Cauchy-Green droit \mathbf{C} . Si nous construisons le différentiel total de \mathbf{S} nous obtenons :

$$d\mathbf{S} = \frac{\partial \mathbf{S}(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} : d\mathbf{C} = \mathbb{C} : \frac{1}{2}d\mathbf{C} \quad (8.39)$$

où \mathbb{C} est le tenseur d'ordre quatre défini par :

$$\mathbb{C} = 2 \frac{\partial \mathbf{S}(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = \frac{\partial S(\mathbf{E})}{\partial \mathbf{E}} = 4 \frac{\partial^2 \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C} \partial \mathbf{C}} \quad (8.40)$$

Le tenseur \mathbb{C} est appelé le tenseur d'élasticité en description Lagrangienne qui dérive d'un potentiel d'énergie de déformation. Le tenseur \mathbb{C} est un tenseur symétrique d'où l'on a :

$$\mathbb{C} = \mathbb{C}^T \quad \mathbb{C}_{ABCD} = \mathbb{C}_{CDAB} \quad (8.41)$$

Le tenseur \mathbb{C} a seulement 21 composantes indépendantes sur 81 à chaque état de déformation. En se basant sur la forme découpée du potentiel d'énergie de déformation et du tenseur de Piola-Kirchhoff, le tenseur d'élasticité peut s'écrire sous la forme :

$$\mathbb{C} = 2 \frac{\partial \mathbf{S}(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} = \mathbb{C}_{\text{vol}} + \mathbb{C}_{\text{isoc}} \quad (8.42)$$

où \mathbb{C}_{vol} et \mathbb{C}_{isoc} représentant respectivement le tenseur d'élasticité volumétrique et isochorique du matériau qui sont donnés par :

$$\mathbb{C}_{\text{vol}} = 2 \frac{\partial \mathbf{S}_{\text{vol}}}{\partial \mathbf{C}}; \quad \mathbb{C}_{\text{isoc}} = 2 \frac{\partial \mathbf{S}_{\text{isoc}}}{\partial \mathbf{C}} \quad (8.43)$$

En introduisant la relation suivante :

$$\frac{\partial \mathbf{C}^{-1}}{\partial \mathbf{C}} = -\mathbf{C}^{-1} \odot \mathbf{C}^{-1} = -I_{\mathbf{C}^{-1}} \quad (8.44)$$

où le symbole \odot désigne le produit tensoriel défini par :

$$-(\mathbf{C}^{-1} \odot \mathbf{C}^{-1})_{ABCD} = -\frac{1}{2}(\mathbf{C}_{AC}^{-1} \mathbf{C}_{BD}^{-1} + \mathbf{C}_{AD}^{-1} \mathbf{C}_{BC}^{-1}) = \frac{\partial \mathbf{C}_{AB}^{-1}}{\partial \mathbf{C}_{CD}} \quad (8.45)$$

La partie volumétrique de \mathbb{C} est calculée à partir des équations 8.32 et 8.43 :

$$\begin{aligned}
 \mathbb{C}_{\text{vol}} &= 2 \frac{\partial \mathbf{S}_{\text{vol}}}{\partial \mathbf{C}} = 2 \frac{\partial (Jp \mathbf{C}^{-1})}{\partial \mathbf{C}} \\
 &= 2 \mathbf{C}^{-1} \otimes (p \frac{\partial J}{\partial \mathbf{C}} + J \frac{\partial p}{\partial \mathbf{C}}) + 2Jp \frac{\partial \mathbf{C}^{-1}}{\partial \mathbf{C}} \\
 &= J\tilde{p} \mathbf{C}^{-1} \otimes \mathbf{C}^{-1} - 2Jp \mathbf{C}^{-1} \odot \mathbf{C}^{-1} \quad (8.46)
 \end{aligned}$$

avec :

$$\tilde{p} = p + J \frac{dp}{dJ} \quad (8.47)$$

La partie isochorique de \mathbb{C} (voir Annexe C) est calculée à partir de l'équation 8.43 en introduisant les relations suivantes :

$$\text{Tr}(\bullet) = (\bullet) : \mathbf{C}; \quad \tilde{\mathbb{P}} = \mathbf{C}^{-1} \odot \mathbf{C}^{-1} - \frac{1}{3} \mathbf{C}^{-1} \otimes \mathbf{C}^{-1} \quad (8.48)$$

où $\text{Tr}(\bullet)$ et $\tilde{\mathbb{P}}$ représentent respectivement la trace et le tenseur (d'ordre quatre) de projection modifié :

$$\mathbb{C}_{\text{isoc}} = \mathbb{P} : \bar{\mathbb{C}} : \mathbb{P}^T + \frac{2}{3} \text{Tr}(J^{-2/3} \bar{\mathbf{S}}) \tilde{\mathbb{P}} - \frac{2}{3} (\mathbf{C}^{-1} \otimes \mathbf{S}_{\text{isoc}} + \mathbf{S}_{\text{isoc}} \otimes \mathbf{C}^{-1}) \quad (8.49)$$

avec \mathbb{P} est le tenseur de projection d'ordre quatre et $\bar{\mathbb{C}}$ le tenseur d'élasticité fictif donné par :

$$\bar{\mathbb{C}} = 2J^{-4/3} \frac{\partial \bar{\mathbf{S}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} = 4J^{-4/3} \frac{\partial^2 \bar{\Psi}(\bar{\mathbf{C}})}{\partial \bar{\mathbf{C}} \partial \bar{\mathbf{C}}} = 4J^{-4/3} (\delta'_4 \mathbf{A}_1 \otimes \mathbf{A}_1 + \delta'_6 \mathbf{A}_2 \otimes \mathbf{A}_2) \quad (8.50)$$

où :

$$\delta'_4 = k_1(1+2k_2(\bar{I}_4-1)^2) \exp[k_2(\bar{I}_4-1)^2]; \quad \delta'_6 = k_3(1+2k_4(\bar{I}_6-1)^2) \exp[k_4(\bar{I}_6-1)^2] \quad (8.51)$$

Soulignons que les équations 8.38 et 8.49 sont valables pour les matériaux isotropes et anisotropes, compressibles, légèrement compressibles et quasi incompressibles. Le tenseur d'élasticité en description Eulérienne possède les mêmes symétries que celui en description Lagrangienne. Il est défini comme une opération de push-forward de \mathbb{C} par un facteur de J^{-1} :

$$\mathbb{C} = J^{-1} \chi(\mathbb{C}) \quad (8.52)$$

En notation indicielle :

$$\mathbb{C}_{abcd} = J^{-1} F_{aA} F_{bB} F_{cC} F_{dD} \mathbb{C}_{ABCD} \quad (8.53)$$

8.3. Validation de l'implémentation

8.3.1. Introduction

Les équations constitutives du modèle mécanique hyperélastique anisotrope HGO, décrites dans la section précédente, ont été implémentées dans le logiciel commercial de simulation numérique par éléments finis ANSYS® v12 (appelé ANSYS® standard) via un sous-programme UserMat en Fortran. Ce dernier utilise les fonctionnalités de pré et post-traitement ainsi que les solveurs non linéaires de ANSYS® standard. Par la suite, la nouvelle version développée sera désormais utilisée sous l'appellation ANSYS® utilisateur. Les étapes d'implémentation sont expliquées dans l'annexe D.

8.3.2. Modèle isotrope

Dans cette section, nous considérons le cas ($k_1 = k_3 = 0$), de telle manière que le potentiel d'énergie de déformation (équation 8.17) se simplifie sous la forme du modèle hyperélastique néo-Hookéen isotrope :

$$\Psi = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) + \frac{\chi}{2}(J - 1)^2 \quad (8.54)$$

où μ est le module de cisaillement initial, et χ le module de compressibilité.

Dans une première partie, nous allons comparer des résultats obtenus par le logiciel ANSYS® utilisateur avec des solutions analytiques. Dans une seconde partie, nous allons confronter des résultats obtenus par les codes ANSYS® utilisateur et ANSYS® standard.

8.3.2.1. Comparaison entre ANSYS® utilisateur et des solutions analytiques

Pour le modèle néo-Hookéen isotrope incompressible, la contrainte principale majeure de Cauchy (voir annexe B) est exprimée sous forme analytique en fonction de l'élongation λ dans le tableau 8.1 pour différents types de chargement.

Table 8.1.: Contrainte principale de Cauchy pour différentes sollicitations simples

Type de test de validation	Contrainte de Cauchy
Traction uniaxiale simple	$\mu(\lambda^2 - \lambda^{-1})$
Traction biaxiale simple	$\mu(\lambda^2 - \lambda^{-4})$
Cisaillement pur	$\mu(\lambda^2 - \lambda^{-2})$

Pour un matériau isotrope incompressible et pour différentes sollicitations simples (traction uniaxiale, traction équibiaxiale, cisaillement pur), nous comparons tout d'abord les résultats obtenus par ANSYS® utilisateur avec ceux issus de solutions analytiques (tableau 8.1)

Les valeurs choisies des paramètres du modèle hyperélastique néo-Hookéen sont les suivantes :

$$\mu = 0.577148 \text{ MPa}; \quad \text{et} \quad d = 7.10^{-5} \text{ MPa}^{-1} \quad (8.55)$$

où d est le paramètre d'incompressibilité du matériau donné par la relation $d = \frac{2}{\chi}$. L'incompressibilité du matériau peut également être évaluée par le coefficient de Poisson ν qui s'exprime par :

$$\nu = \frac{(3 - \mu d)}{(6 + \mu d)} \quad (8.56)$$

Avec les paramètres néo-Hookéen choisis, on se trouve donc dans le cas d'un matériau incompressible ($\nu = 0.4999899$), ce qui permet de confronter les résultats obtenus par simulation numérique aux calculs analytiques.

Pour les simulations sous ANSYS® utilisateur, un cube de 1 mm de côté, discrétisé par un élément 3D hexaédrique (SOLID185 sous ANSYS®) à 8 nœuds, est soumis à des déplacements imposés correspondant aux différentes sollicitations simples suivantes : traction uniaxiale, traction équibiaxiale et cisaillement pur.

La confrontation entre les résultats numériques obtenus par ANSYS® utilisateur et les calculs analytiques (voir tableau 8.1) pour différents tests de validation est illustrée sur la figure 8.2. Quel que soit le type de sollicitation simple (traction uniaxiale, traction équibiaxiale et cisaillement pur), on constate que les résultats numériques concordent parfaitement avec les résultats analytiques.

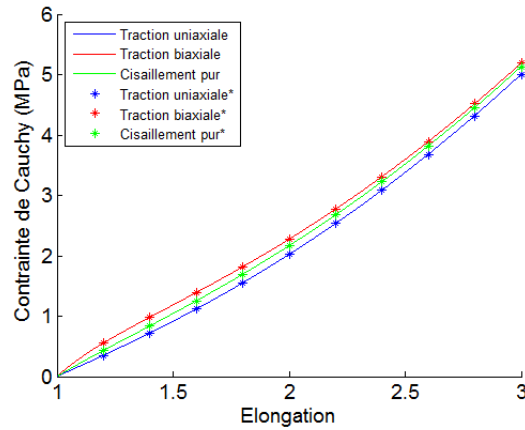


Figure 8.2.: Evolution de la contrainte principale de Cauchy en fonction de l'élongation pour différents types de sollicitations simples : calculs analytiques en trait plein et simulations par éléments finis représentées par des astérisques

8.3.3. Comparaison entre ANSYS® utilisateur et ANSYS® standard

Afin de tester les performances du code par éléments finis développé, nous comparons ensuite les résultats obtenus par ANSYS® utilisateur et ANSYS® standard pour différents tests élémentaires de validation (traction uniaxiale, traction équi-biaxiale, cisaillement simple et cisaillement pur). Nous utilisons un modèle néo-Hookéen isotrope en conservant la même valeur du module de cisaillement initial ($\mu = 0.577148$ MPa); et en considérant un matériau, soit quasi-incompressible ($d = 0.02$ MPa⁻¹), soit compressible ($d = 4$ MPa⁻¹).

Les simulations par éléments finis ont été réalisées sur un cube de 1 mm de côté, discrétisé par 125 éléments 3D hexaédriques (SOLID185) à 8 nœuds. Les figures 8.3, 8.4, 8.5, 8.6 illustrent les conditions aux limites, les maillages déformés et non déformés pour différentes sollicitations (respectivement : traction uniaxiale, traction équi-biaxiale, cisaillement simple et cisaillement pur).

Pour un modèle hyperélastique néo-Hookéen isotrope, nous avons constaté que les résultats obtenus par ANSYS® utilisateur sont en accord avec les résultats obtenus avec ANSYS® standard.

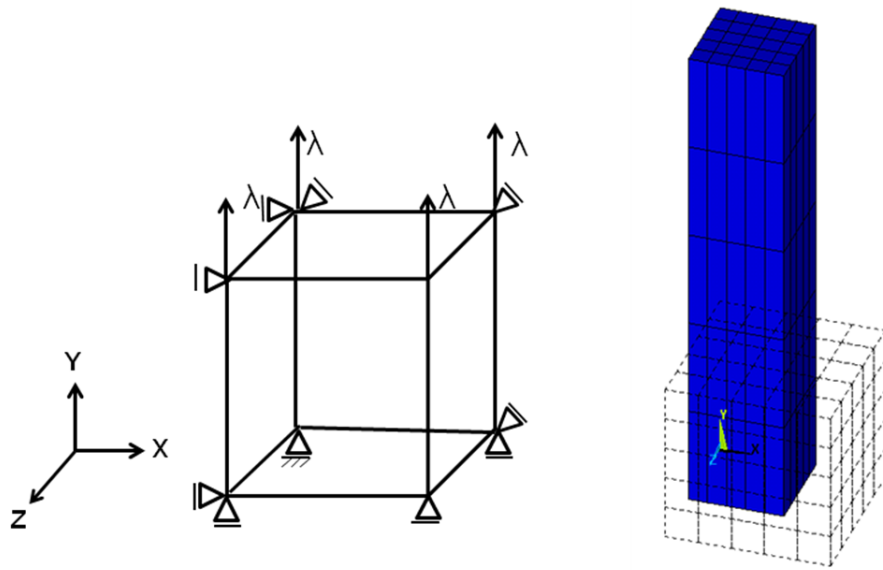


Figure 8.3.: Essai de traction uniaxiale sous ANSYS® utilisateur pour un modèle néo-Hookéen isotrope avec un matériau quasi-incompressible et une élongation imposée $\lambda = 3$: conditions aux limites, maillage non déformé et maillage déformé.

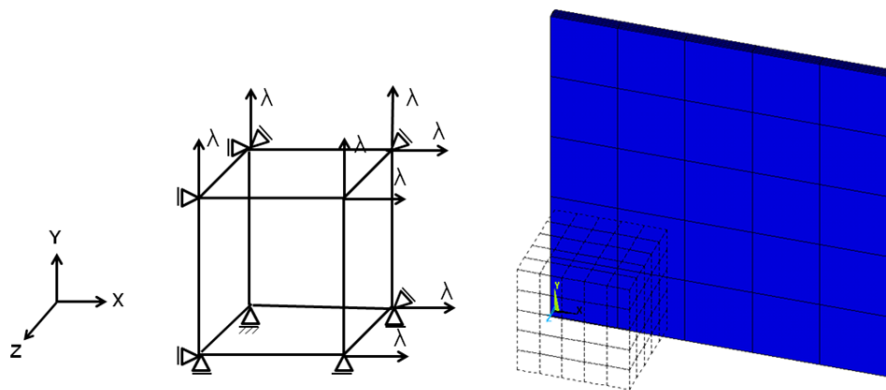


Figure 8.4.: Essai de traction équi-biaxiale sous ANSYS® utilisateur pour un modèle néo-hookéen isotrope avec un matériau quasi-incompressible et une élongation imposée $\lambda=3$: conditions aux limites, maillage non déformé et maillage déformé

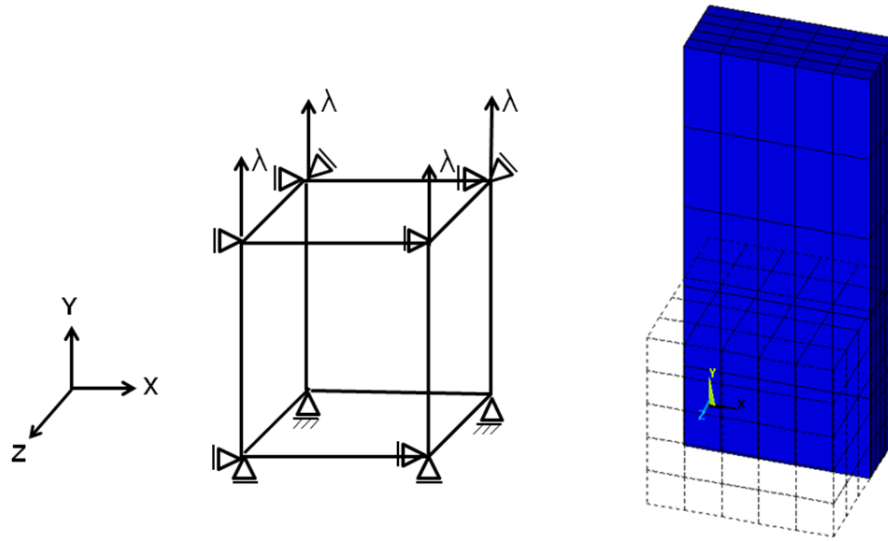


Figure 8.5.: Essai de cisaillement pur sous ANSYS® utilisateur pour un modèle néo-hookéen isotrope avec un matériau quasi-incompressible et une élongation imposée $\lambda = 2.4$: conditions aux limites, maillage non déformé et maillage déformé.

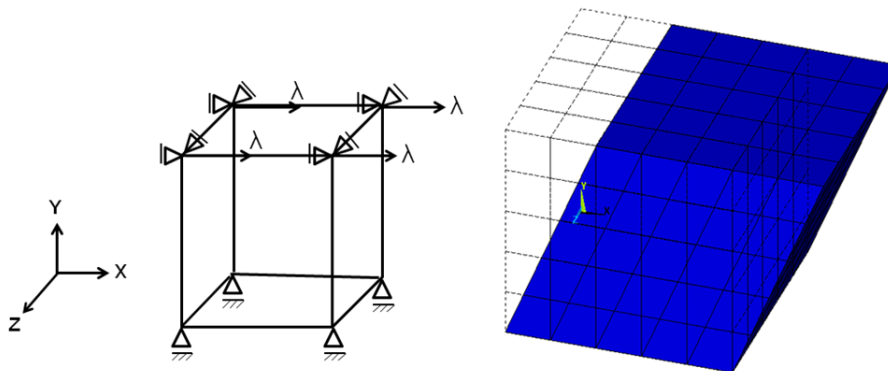


Figure 8.6.: Essai de cisaillement simple sous ANSYS® utilisateur pour un modèle néo-hookéen isotrope avec un matériau quasi-incompressible et une élongation imposée $\lambda=1.4$: conditions aux limites, maillage non déformé et maillage déformé

8.3.4. Modèle anisotrope

Dans cette section, nous considérons le cas où $k_1 = k_3$ et $k_2 = k_4$, de telle manière que le potentiel d'énergie de déformation (équation 8.17) s'exprime sous la forme du modèle hyperélastique anisotrope HGO suivant :

$$\Psi = \frac{\mu}{2}(\bar{\mathbf{I}}_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} \left\{ \exp \left[k_2(\bar{\mathbf{I}}_4 - 1)^2 \right] + \exp \left[k_2(\bar{\mathbf{I}}_6 - 1)^2 \right] - 2 \right\} + \frac{\alpha}{2}(J - 1)^2 \quad (8.57)$$

Dans cette section, les valeurs choisies des paramètres du modèle HGO sont celles qui ont été obtenues par [Annaihd et al. \(2012\)](#) pour simuler des essais d'extension uniaxiale sur des éprouvettes de peau humaine *ex vivo* (voir tableau 8.2).

Table 8.2.: Valeurs de « référence » du modèle HGO ([Annaihd et al. 2012](#))

μ	d	k_1	k_2	β
0.2014 MPa	10-4 MPa ⁻¹	24.53 MPa	0.1327	41°

Dans une première partie, nous allons comparer des résultats obtenus par les codes de calcul par éléments finis ANSYS® utilisateur et Abaqus® standard (solveur implicite), où le modèle HGO est disponible dans la bibliothèque des lois de comportement. Dans une deuxième partie, nous allons simuler un essai de traction contraint avec ANSYS® utilisateur.

8.3.4.1. Comparaison entre ANSYS® utilisateur et Abaqus®

Afin de valider l'implémentation du modèle HGO dans ANSYS® utilisateur, nous avons comparé les résultats obtenus par ANSYS® utilisateur et Abaqus® sur un cube de 1 mm de côté, discrétisé par un élément 3D hexaédrique à 8 nœuds et soumis à des déplacements imposés (0.5 mm) correspondant aux différentes sollicitations suivantes (traction uniaxiale, traction équibiaxiale, cisaillement simple et cisaillement pur).

Sur la figure 8.7, les vecteurs unitaires \mathbf{a}_{01} et \mathbf{a}_{02} caractérisent les directions des deux familles de fibres de collagène, et 2β est l'angle entre \mathbf{a}_{01} et \mathbf{a}_{02} . Dans la

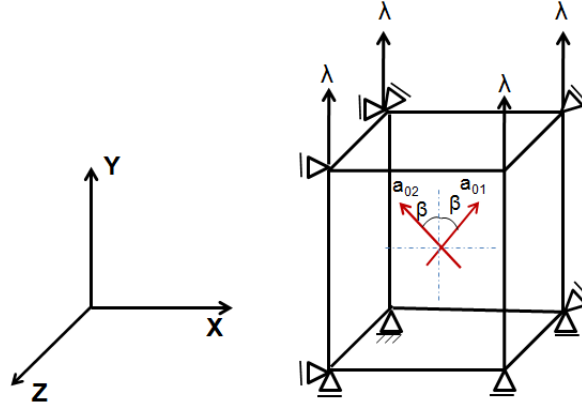


Figure 8.7.: Orientation des deux familles de fibres de collagène

base orthonormée cartésienne (e_x, e_y, e_z) , nous avons alors les relations suivantes :

$$\mathbf{a}_{01} = \begin{Bmatrix} \sin \beta \\ \cos \beta \\ 0 \end{Bmatrix}; \quad \mathbf{a}_{02} = \begin{Bmatrix} -\sin \beta \\ \cos \beta \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (8.58)$$

Sur les tableaux présentés sur les figures (8.8 et 8.9) nous constatons un bon accord entre les résultats en contrainte et déformation obtenus par ANSYS® utilisateur et Abaqus® pour des chargements de traction uniaxiale, traction équi-biaxiale et cisaillement pur (planar tension ou pure shear en anglais). Pour un chargement de cisaillement simple, nous remarquons une « petite » différence entre les valeurs des contraintes obtenues par ANSYS® utilisateur et Abaqus®.

La figure 8.10 représente les courbes contrainte principale – déformation principale pour un essai de traction uniaxiale pour des chargements de traction uniaxiale selon les directions x et y obtenues avec le modèle HGO de ANSYS® utilisateur et de Abaqus® standard. Nous constatons une très bonne concordance des courbes entre les deux codes de calculs. Sur la figure 8.10 (b), pour des déformations principales ϵ_1 inférieures à 37 %, la contrainte principale σ_1 obtenue pour une traction selon l'axe x est inférieure à celle d'une traction selon l'axe y. Ce phénomène s'explique par le fait que le matériau est plus rigide selon l'axe y que selon l'axe x car les familles de fibres sont orientées selon l'axe y. Puis, pour des déformations principales ϵ_1 supérieures à 37 %, nous constatons que les courbes $\sigma_1 - \epsilon_1$ ont tendance à se rejoindre.

8.3 Validation de l'implémentation

Essai/contraainte	S1	S2	S3	SX	SY	SZ	SXY	SYZ	SXZ
Uniaxial/x									
Ansys	5,529E+00	-4,708E-04	-4,922E-04	5,529E+00	-4,708E-04	-4,922E-04	-8,955E-15	-5,993E-18	1,439E-14
Abaqus	5,529E+00	-5,580E-06	-7,267E-06	5,529E+00	-7,267E-06	-5,579E-06	9,417E-09	-1,239E-08	6,601E-15
erreur relative	1,393E-04	9,881E-01	9,852E-01	1,393E-04	9,846E-01	9,887E-01	1,052E+06	2,068E+09	5,412E-01
Uniaxial/y									
Ansys	3,965E+01	1,458E-02	1,417E-02	1,417E-02	3,965E+01	1,458E-02	6,816E-13	-1,027E-12	3,659E-14
Abaqus	3,965E+01	-2,039E-05	-2,084E-05	-2,079E-05	3,965E+01	-2,044E-05	-9,995E-09	8,170E-16	-1,526E-09
erreur relative	6,809E-05	1,001E+00	1,001E+00	1,001E+00	6,809E-05	1,001E+00	1,467E+04	1,001E+00	4,171E+04
Biaxial									
Ansys	1,935E+02	1,463E+02	3,998E-06	1,463E+02	1,935E+02	3,971E-06	2,480E-33	-5,134E-09	-8,593E-09
Abaqus	1,938E+02	1,466E+02	-2,715E-03	1,466E+02	1,938E+02	-2,715E-03	9,698E-09	-1,944E-14	1,813E-14
erreur relative	1,866E-03	1,887E-03	6,801E+02	1,887E-03	1,866E-03	6,848E+02	3,910E+24	1,000E+00	1,000E+00
cisaillement simple/x									
Ansys	3,923E+01	-1,424E+01	-2,499E+01	3,212E+01	-1,788E+01	-1,424E+01	2,015E+01	0,000E+00	0,000E+00
Abaqus	3,602E+01	-1,816E+01	-1,824E+01	3,743E+00	1,404E+01	-1,816E+01	2,664E+01	1,293E-37	1,569E-37
erreur relative	8,177E-02	2,753E-01	2,703E-01	8,835E-01	1,785E+00	2,753E-01	3,219E-01		
cisaillement pur/x									
Ansys	5,346E+01	3,134E+01	0,000E+00	5,346E+01	3,134E+01	-2,203E-08	6,205E-34	-1,734E-08	-1,651E-08
Abaqus	5,349E+01	3,136E+01	-7,508E-05	5,349E+01	3,136E+01	-7,508E-05	2,307E-08	-3,517E-15	1,040E-15
erreur relative	5,256E-04	5,392E-04		5,256E-04	5,392E-04	3,407E+03	3,717E+25	1,000E+00	1,000E+00
cisaillement pur/y									
Ansys	9,605E+01	3,225E+01	9,975E-04	3,225E+01	9,605E+01	9,975E-04	0,000E+00	-1,112E-07	-5,796E-09
Abaqus	9,612E+01	3,227E+01	-1,069E-04	3,227E+01	9,612E+01	-1,069E-04	-1,926E-08	-5,589E-15	1,313E-15
erreur relative	7,340E-04	7,008E-04	1,107E+00	7,008E-04	7,340E-04	1,107E+00		1,000E+00	1,000E+00

Figure 8.8.: Comparaison entre ANSYS® utilisateur et Abaqus® des contraintes obtenues sur un élément cubique soumis à différentes sollicitations simples

Essai/déformamtion	EPEL1	EPEL2	EPEL3	EPELX	EPELY	EPELZ	EPELXY	EPELYZ	EPELXZ
Uniaxial/x									
Ansys	5,122E-01	4,054E-01	-9,176E-01	4,054E-01	-9,176E-01	5,122E-01	-4,292E-16	4,362E-14	2,330E-15
Abaqus	5,123E-01	4,055E-01	-9,178E-01	4,055E-01	-9,178E-01	5,123E-01	6,504E-10	9,078E-10	1,052E-08
erreur relative	1,093E-04	6,166E-05	1,973E-04	6,166E-05	1,973E-04	1,093E-04	1,515E+06	2,081E+04	4,514E+06
Uniaxial/y									
Ansys	8,529E-01	4,055E-01	-1,258E+00	-1,258E+00	4,055E-01	8,529E-01	9,813E-15	-2,977E-14	2,956E-14
Abaqus	8,529E-01	4,055E-01	-1,258E+00	-1,258E+00	4,055E-01	8,529E-01	-7,947E-11	1,911E-09	-8,606E-12
erreur relative	8,207E-06	2,960E-05	1,590E-04	1,590E-04	3,700E-05	8,207E-06	8,099E+03	6,418E+04	2,921E+02
Biaxial									
Ansys	4,053E-01	4,053E-01	-8,087E-01	4,053E-01	4,053E-01	-8,087E-01	-1,952E-18	-2,809E-11	-6,227E-11
Abaqus	4,055E-01	4,055E-01	-8,109E-01	4,055E-01	4,055E-01	-8,109E-01	0,000E+00	0,000E+00	0,000E+00
erreur relative	5,305E-04	5,305E-04	2,795E-03	5,305E-04	5,305E-04	2,795E-03	1,000E+00	1,000E+00	1,000E+00
cisaillement simple/x									
Ansys	2,476E-01	0,000E+00	-2,476E-01	5,943E-02	-5,943E-02	0,000E+00	4,808E-01	0,000E+00	0,000E+00
Abaqus	2,475E-01	-2,866E-15	-2,475E-01	-6,243E-02	6,243E-02	-2,776E-15	4,789E-01	6,521E-40	1,820E-39
erreur relative	5,816E-04		5,816E-04	2,050E+00	2,050E+00		3,792E-03		
cisaillement pur/x									
Ansys	4,053E-01	0,000E+00	-4,051E-01	4,053E-01	9,649E-11	-4,051E-01	5,430E-18	-5,700E-10	-3,289E-10
Abaqus	4,055E-01	0,000E+00	-4,055E-01	4,055E-01	0,000E+00	4,055E-01	0,000E+00	0,000E+00	0,000E+00
erreur relative	5,305E-04		8,763E-04	5,305E-04	1,000E+00	2,001E+00	1,000E+00	1,000E+00	1,000E+00
cisaillement pur/y									
Ansys	4,053E-01	0,000E+00	-4,050E-01	3,298E-10	4,053E-01	-4,050E-01	1,458E-17	-1,275E-09	-1,864E-10
Abaqus	4,055E-01	0,000E+00	-4,055E-01	0,000E+00	4,055E-01	-4,055E-01	0,000E+00	0,000E+00	0,000E+00
erreur relative	5,305E-04		1,049E-03	1,000E+00	5,305E-04	1,049E-03	1,000E+00	1,000E+00	1,000E+00

Figure 8.9.: Comparaison entre ANSYS® utilisateur et Abaqus® des déformations obtenues sur un élément cubique soumis à différentes sollicitations simples

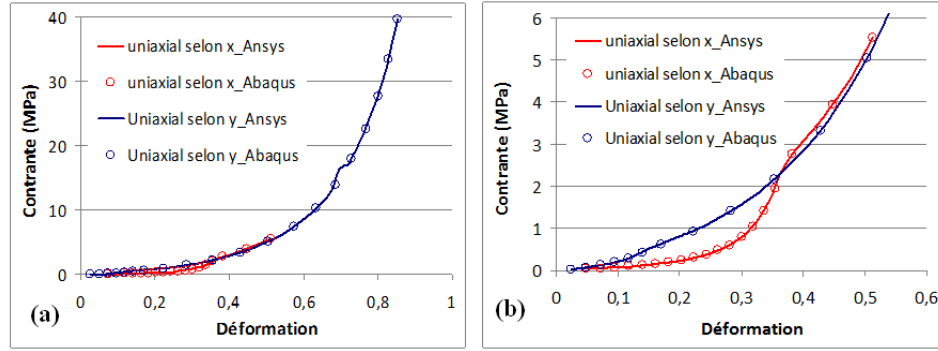


Figure 8.10.: Essai de traction uniaxiale d'un cube : (a) courbes contrainte principale σ_1 – déformation principale ε_1 ; (b) zoom sur la zone où $\varepsilon_1 < 0,55$

8.3.4.2. Essai de traction contraint avec ANSYS® utilisateur

Dans cette section nous avons modélisé un essai de traction contraint sur deux éprouvettes de peau de mêmes dimensions $10 \times 3 \times 0.5 \text{ mm}^3$. La figure 8.11 montre la position de chacune des éprouvettes (a et b) par rapport aux directions des deux familles de fibres.

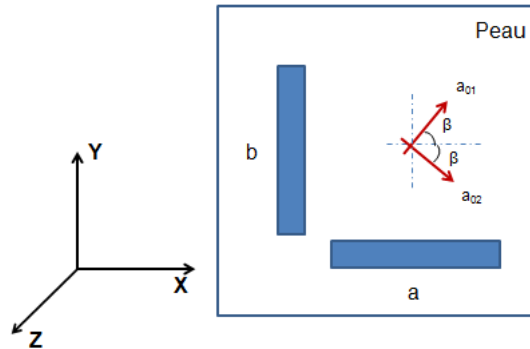


Figure 8.11.: Position des éprouvettes par rapport aux directions des deux familles de fibres.

Dans la base orthonormée cartésienne (e_x, e_y, e_z) , les composantes des deux vecteurs \mathbf{a}_{01} et \mathbf{a}_{02} qui représentent les orientations moyennes des deux familles de fibres de collagène sont donnés par les relations :

$$\mathbf{a}_{01} = \begin{Bmatrix} \cos \beta \\ \sin \beta \\ 0 \end{Bmatrix}; \quad \mathbf{a}_{02} = \begin{Bmatrix} \cos \beta \\ -\sin \beta \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (8.59)$$

Les fibres de collagène sont considérées idéalement alignées. Les éprouvettes sont chargées dans la direction longitudinale et leurs faces d'extrémité ne sont pas autorisées à se déformer. Le chargement appliqué est une force de 0.18 N. La simulation de l'essai de traction est effectuée en utilisant deux modèles de comportement, le modèle structurel HGO et le modèle Neo-Hookéen sur les éprouvettes fibrilleuses (a) et (b) et non fibrilleuse (c). La figure 8.12 montre le champ de contrainte radiale (selon l'épaisseur) de la modélisation de l'essai de traction contraint réalisé sur chacune des éprouvettes.

La simulation de l'extension uniaxiale conduit avec les deux modèles proposés à des résultats très différents en particulier par rapport à l'épaisseur du domaine géométrique. Comme le prédit un modèle élastique simple, le modèle hyperélastique néo-Hookéen (paramètres utilisés $\mu = 0.2014$ MPa; $d = 10^{-4}$ MPa⁻¹) prévoit une diminution des dimensions du modèle géométrique choisi dans la direction transversale à la direction de chargement. Au contraire, le modèle HGO prévoit d'abord une diminution de l'épaisseur puis une augmentation de celle-ci à partir d'un certain niveau du chargement uniaxial (figure 8.13). L'effet, appelé "gonflement" par Gasser et al. (2006), est attribué à la présence d'un réseau de fibres et caractéristique d'un comportement anisotrope. Soulignons également que certains auteurs ont observé des phénomènes similaires lors de tests expérimentaux sur la peau. C'est le cas de Gahagnon et al. (2012) qui ont couplé des essais d'extension sur l'avant-bras antérieur plié ou tendu de 8 sujets à des images ultrasonores obtenues par élastographie hautes fréquences. Ses observations sont :

- d'une part, pour 6 des 8 sujets une diminution de l'épaisseur du tissu lorsque le test est une extension longitudinale d'un avant-bras non tendu, c'est à dire à partir d'un faible niveau initial de chargement.
- d'autre part, pour 8 des 8 sujets, une augmentation de l'épaisseur du tissu lorsque le test est une extension longitudinale d'un avant-bras tendu, c'est à dire à partir d'un fort niveau de chargement

L'anisotropie du tissu a également été quantifiée lors de cette étude et la transition avant-bras plié/ avant-bras tendu a permis d'interpréter cette anisotropie du tissu.

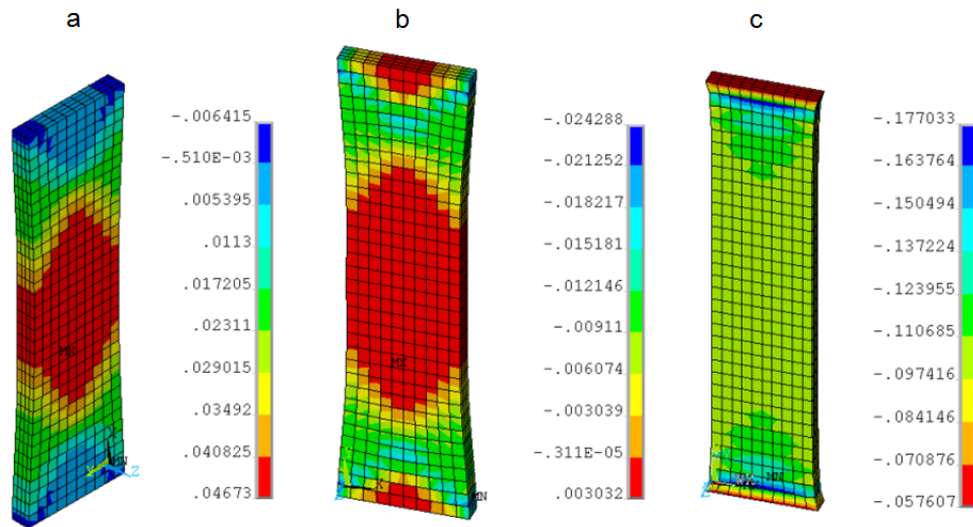


Figure 8.12.: Champ de contraintes radiales (selon l'épaisseur) obtenu de la modélisation de l'essai de traction contraint effectué sur les éprouvettes fibrilleuses (a) et (b) et non fibrilleuse (c).

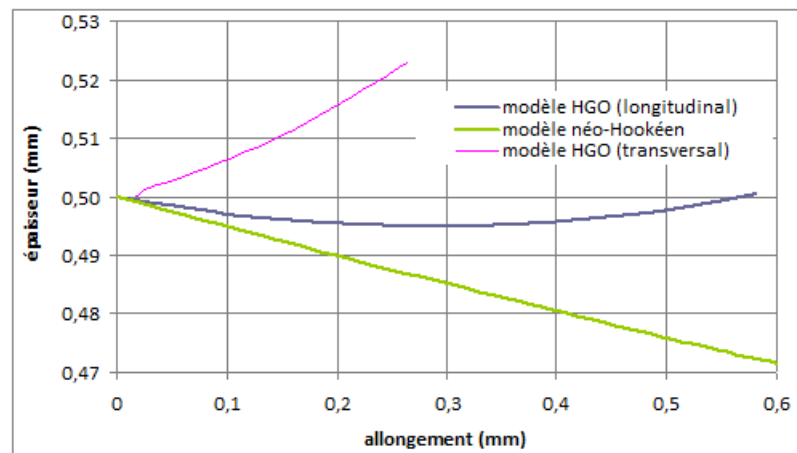


Figure 8.13.: Prédiction de l'épaisseur en fonction de l'allongement de l'éprouvette calculée au centre de celle-ci. Comparaison entre les modèles néo-Hookéen et HGO.

8.4. Etude de la sensibilité des paramètres

Dans cette section, une analyse de sensibilité des paramètres du modèle HGO est effectuée sur un cube de 1 mm de côté soumis à un déplacement imposé $u = 1.5\text{mm}$ selon la direction x. Le cube est discrétisé par un maillage réglé de $5 \times 5 \times 5$ éléments hexaédriques tridimensionnels à 8 nœuds (SOLID185 sous Ansys®). Dans le tableau 8.2, un jeu de paramètres de « référence » est défini à partir des valeurs obtenues par [Annaihd et al. \(2012\)](#) pour simuler des essais *ex vivo* d'extension uniaxiale sur des éprouvettes de peau humaine. Tous les paramètres sont fixés à des valeurs de « référence » (voir tableau 8.2) à l'exception du paramètre étudié que l'on fait varier sur un intervalle de valeurs.

8.4.1. Influence du paramètre d'incompressibilité d

Sur la figure 8.14, on constate que les courbes sont très proches les unes des autres pour des valeurs du paramètre d comprises entre 10^{-5} et 10^{-3} MPa^{-1} , qui correspondent à des valeurs du coefficient de Poisson proches de 0.5 (voir tableau 8.3), c'est-à-dire à un matériau presque incompressible. Pour des valeurs du paramètre d supérieures ou égales à 10^{-1} MPa^{-1} , le matériau ne peut plus être considéré comme presque incompressible ; et on constate une forte chute de la pente finale des courbes force – déplacement avec l'augmentation de la valeur du paramètre d sur la figure 8.14.

$d(\text{MPa}^{-1})$	10^{-5}	10^{-4}	10^{-3}	10^{-1}	1
ν	0.4999995	0.4999949	0.4999496	0.4949818	0.4512851

Table 8.3.: Correspondance entre le paramètre d et le coefficient de Poisson ν

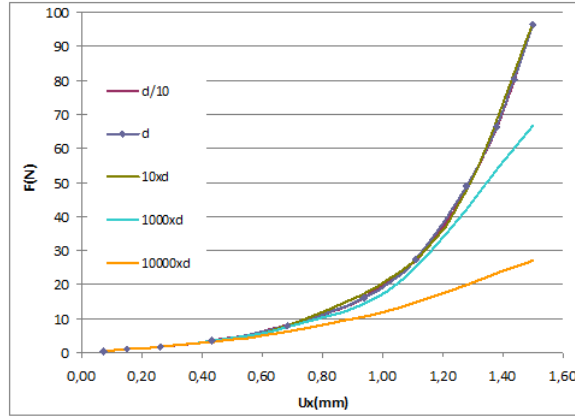


Figure 8.14.: Variation du paramètre d'incompressibilité d (la courbe avec losange correspond à la valeur de référence $d = 10^{-4} \text{ MPa}^{-1}$)

8.4.2. Influence du paramètre μ

Le paramètre μ représente le paramètre du modèle néo-hookéen classique isotrope et incompressible qui caractérise la matrice ne comprenant pas de fibres de collagène. Sur la figure 8.15, on remarque, d'une part que le paramètre μ influe fortement sur la valeur de la pente initiale de la courbe force - déplacement ; et d'autre part que la valeur de la pente finale est très faiblement affectée par ce paramètre.

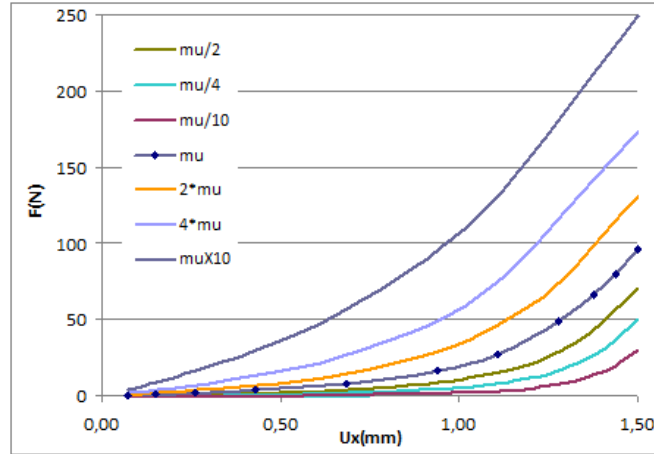


Figure 8.15.: Variation du paramètre μ (la courbe avec losange correspond à la valeur de référence $\mu = 0,2014 \text{ MPa}$)

8.4.3. Influence du paramètre k_1

Le paramètre constitutif k_1 est présent dans la partie anisotrope du potentiel d'énergie de déformation du modèle HGO. Comme le montre la figure 8.16, le paramètre k_1 a une influence importante sur la pente initiale de la courbe d'évolution de l'effort en fonction du déplacement. Par contre, les courbes $100 \times k_1$ et $1000 \times k_1$ (où k_1 est la valeur de référence du tableau (figure 8.2) présentent des pentes finales identiques. Pour les autres courbes (de $10 \times k_1$ à $k_1/100$), le déplacement imposé n'est pas suffisamment élevé pour obtenir la pente finale. Selon Annaidh et al. (2012), le paramètre k_1 est lié à la relative rigidité des fibres de collagène de la peau humaine dans la zone de faible déformation. Cette proposition est bien vérifiée par les résultats de la figure 8.16.

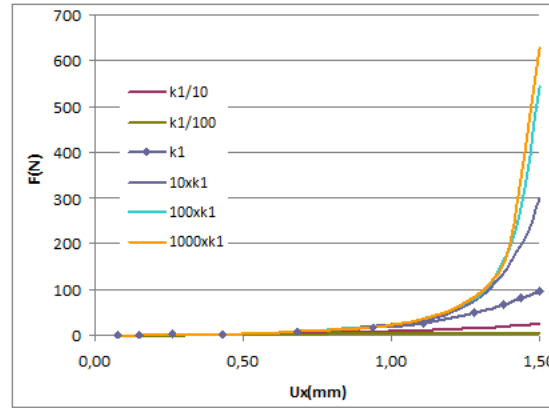


Figure 8.16.: Variation du paramètre k_1 (la courbe avec losange correspond à la valeur de référence $k_1 = 24.53$ MPa)

8.4.4. Influence du paramètre k_2

Le paramètre constitutif k_2 fait partie intégrante de la composante anisotrope du potentiel d'énergie de déformation du modèle HGO. Sur la figure 8.17, on remarque tout d'abord que toutes les courbes force – déplacement sont sensiblement identiques dans la phase initiale du chargement. Puis, on constate une forte disparité des valeurs de la pente finale entre les différentes courbes d'évolution. Selon

[Holzapfel et al. \(2000\)](#), les fibres de collagène n’influent pas sur la réponse mécanique des artères dans le domaine des faibles pressions. D’après [Annaihd et al. \(2012\)](#), le paramètre k_2 est lié à la forte rigidité des fibres de collagène de la peau humaine dans la zone de forte déformation. Les résultats numériques de la figure 8.17 sont en accord avec les constatations de [Holzapfel et al. \(2000\)](#) et de [Annaihd et al. \(2012\)](#).

8.4.5. Influence du paramètre β

Le paramètre β est défini comme le demi angle entre les deux familles de fibres de collagène. La figure 8.18 illustre la grande influence de l’angle β sur les phases initiale et finale du déplacement imposé pour une gamme de valeurs de l’angle β comprises entre 35° et 47° . En conséquence, le paramètre β joue un rôle prépondérant dans le modèle HGO.

8.5. Conclusion

La validation du code éléments finis du modèle développé a été réalisée en utilisant des tests de validation numériques usuels et en confrontant les résultats obtenus avec les résultats numériques. La performance du code éléments finis a été validée avec l’obtention des résultats conformes aux observations issues de la littérature.

L’influence de chaque paramètre du modèle HGO a été mise en évidence par les courbes force - déplacement présentées dont nous pouvons tirer les conclusions suivantes :

- Les paramètres μ , k_1 et β ont une forte influence sur la courbe force - déplacement dans la zone de faible déformation ;
- Les paramètres d , k_2 et β engendrent de fortes modifications sur la pente finale de la courbe force - déplacement dans la zone de grande déformation ;
- Les paramètres prépondérants du modèle HGO sont l’angle β et le paramètre k_1 .

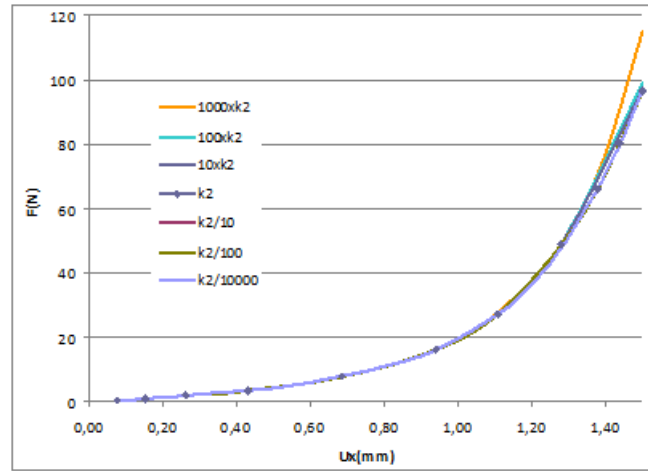


Figure 8.17.: Variation du paramètre k_2 (la courbe avec losange correspond à la valeur de référence $k_2 = 0.1327$)

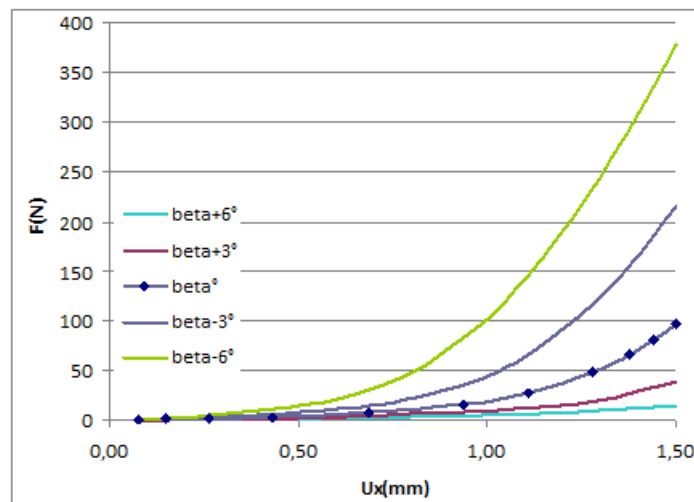


Figure 8.18.: Variation du paramètre β (la courbe avec losange correspond à la valeur de référence $\beta = 41^\circ$)

Chapitre 9

Modélisation de l'essai d'extension uniaxiale

9.1. Introduction

Dans ce chapitre, l'essai d'extension uniaxiale effectué sur la peau a été modélisé par la méthode des éléments finis. Deux lois de comportement ont été utilisées : une loi permettant de décrire un comportement hyperélastique isotrope, c'est la loi d'Ogden du premier ordre et une loi permettant de décrire un comportement hyperélastique anisotrope, c'est la loi HGO. Une analyse numérique par méthode inverse a été utilisée pour l'identification des paramètres de la peau testée ainsi que la validation de la modélisation retenue. La peau a été considérée comme un matériau homogène monocouche constitué par le derme.

9.2. Modèles éléments finis

La modélisation de l'essai d'extension uniaxiale a été effectuée dans le logiciel commercial éléments finis Ansys®. Trois modèles éléments finis 3D ont été développés, le premier modèle que nous appelons modèle complet (EF0), est un modèle qui discrétise toute la géométrie de la zone anatomique de la peau testée (y compris la zone des patins) et les conditions aux limites de l'extension de la peau. Le deuxième modèle que nous appelons semi complet (EF1), est le même modèle que EF0, sauf que dans ce modèle les patins secondaires ne sont pas représentés. Le modèle EF1 vise à examiner l'influence des efforts parasites générés par la peau environnante des patins mobiles sur les résultats de mesure. Le troisième modèle que nous appelons modèle simplifié (EF2), est un modèle qui ne discrétise que la géométrie de la zone utile de chargement, c'est un modèle de traction. Ce dernier a été développé dans l'objectif de simplifier les calculs, à condition qu'il donne les mêmes résultats que le modèle complet EF0. Dans ce qui suit, les étapes de développement des trois modèles sont présentées.

9.2.1. Modèle complet (EF0)

9.2.1.1. Géométrie et maillage

Afin de simplifier la modélisation de l'essai d'extension de la peau, les deux hypothèses suivantes ont été adoptées :

- Les patins de l'extensiomètre sont représentés chacun par la zone de la peau sur laquelle il a été fixé. Nous appelons cette zone de peau, zone du patin ;
- La surface de la zone du patin reste constante est égale à la surface d'application du patin correspondant (c.à.d. qu'il n'y a pas de décollement de la peau lors du chargement).

La géométrie et les dimensions du modèle EF0 sont présentées par la figure 9.1. L'épaisseur moyenne mesurée sur l'abdomen, égale à 1.96 mm (tableau 6.2) a été prise comme épaisseur du modèle. La structure a été maillée par des éléments finis tétraédriques à 8 nœuds, Solid185 sous Ansys®. Un maillage libre a été utilisé.

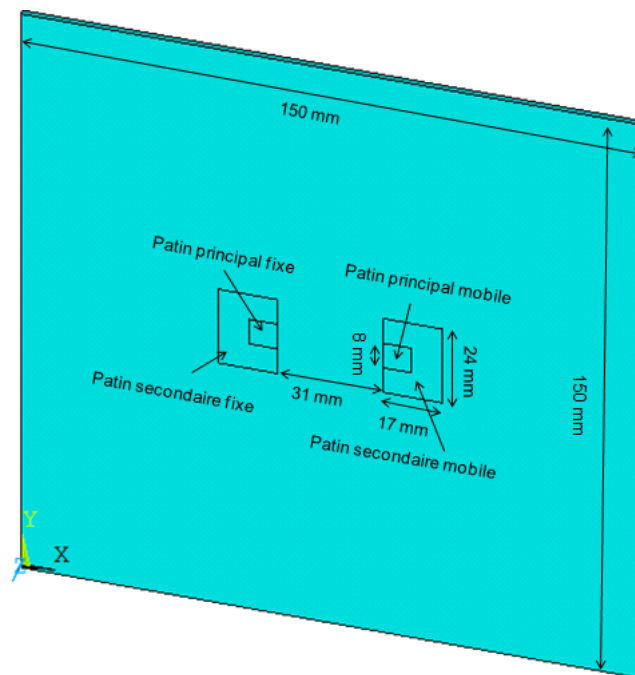


Figure 9.1.: Géométrie du modèle EF0 de l'essai d'extension de la peau (épaisseur = 1.96 mm)

9.2.1.2. Loi de comportement

Afin de tester le modèle EF0, la loi de comportement d'Ogden ([Ogden 1972](#)) du premier ordre a été utilisée pour la modélisation. Le potentiel d'énergie de déformation de la loi est exprimé sous la forme suivante :

$$\Psi = \frac{\mu_1}{\alpha_1}(\lambda_1^{\alpha_1} + \lambda_2^{\alpha_1} + \lambda_3^{\alpha_1} - 3) + \frac{\chi}{2}(J - 1)^2 \quad (9.1)$$

où λ_1 est l'élongation principale ; α_1 , μ_1 et d sont des paramètres du matériau ; μ_1 est défini par la relation :

$$\mu_1 = \frac{2\mu}{\alpha_1} \quad (9.2)$$

où μ est le module de cisaillement initial. d est le paramètre d'incompressibilité du matériau défini par la relation :

$$d = \frac{2}{\chi} \quad (9.3)$$

où χ est le module de compressibilité.

Les paramètres du modèle de comportement ($\mu = 0.11$ MPa ; $\alpha_1 = 9$) ont été obtenus par ([Shergold et al. 2006](#)). Ces paramètres ont été identifiés à partir d'un essai de traction sur la peau de l'abdomen.

9.2.1.3. Conditions aux limites

Les conditions aux limites permettant de simuler l'essai d'extension uniaxiale de la peau consistent à :

- Bloquer tous les nœuds du modèle (figure [9.1](#)) situés dans le plan $z=0$ selon l'axe oz ;
- Bloquer les quatre nœuds situés aux quatre coins (dans le plan $z=0$) du modèle (figure [9.1](#)) selon l'axe Ox et l'axe Oy afin d'empêcher tout mouvement de corps rigide ;
- Encastrer les nœuds de la zone du patin principal fixe et de la zone du patin secondaire fixe (figure [9.2](#)) ;
- Bloquer les nœuds de la zone du patin principal mobile et de la zone du patin secondaire mobile selon les deux axes ; Oy et Oz (figure [9.2](#)) ;
- Appliquer un déplacement aux nœuds de la zone du patin principal mobile et aux nœuds de la zone du patin secondaire mobile selon l'axe de chargement Ox (figure [9.2](#)).

Un déplacement de 10 mm (environ 30% de déformation) a été appliqué. Les nœuds de la zone du patin principal mobile ont été couplés à un seul nœud maître. Ce couplage est nécessaire pour l'identification des paramètres par méthode inverse.

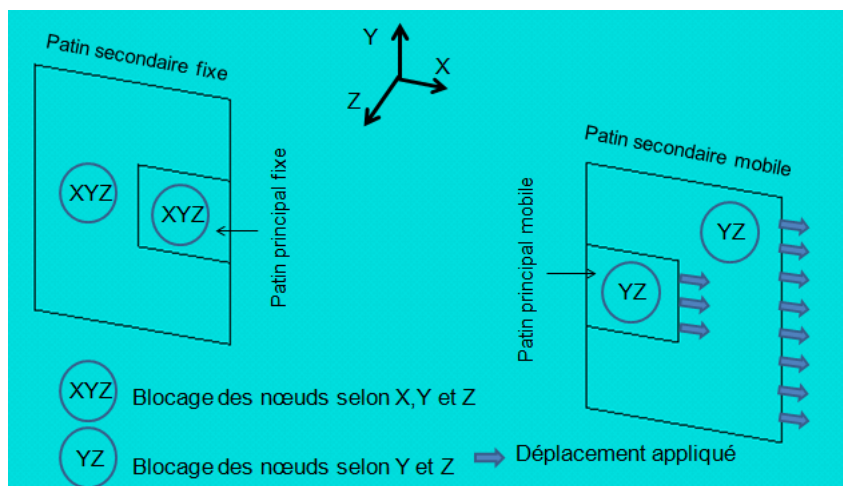


Figure 9.2.: Conditions aux limites du modèle EF0 au niveau des patins

9.2.2. Modèle semi-complet (EF1)

Le modèle EF1 est le modèle EF0 dans lequel le patin secondaire mobile et le patin secondaire fixe ne sont pas été considérés.

9.2.3. Modèle simplifié (EF2)

Dans le cas du modèle EF2, seule la zone de peau située entre les deux patins principaux (fixe et mobile) est considérée. Cette zone a pour dimensions $31 \times 8 \times 1.96$ mm³. L'essai d'extension est considéré comme un essai de traction. Le maillage, type d'éléments, modèle de comportement et paramètres du modèle EF0 sont utilisés dans le modèle EF2 afin de comparer les résultats de simulation numérique obtenus avec les deux modèles.

9.2.3.1. Conditions aux limites

Les conditions aux limites choisies pour le modèle EF2 (figure 9.3) présentant cette zone de peau sont les suivantes :

- Encastrer les nœuds de la section de l'extrémité correspondante au patin principal fixe ;
- Bloquer les nœuds de la section de l'extrémité correspondante au patin principal mobile selon les axes Oy et Oz ;
- Imposer le même déplacement appliqué dans le modèle EF0 aux nœuds de la section correspondante au patin principal mobile ;

Les nœuds de la section correspondante au patin principal mobile ont été couplés à un seul nœud maître.

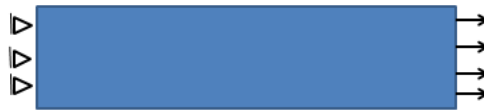


Figure 9.3.: Conditions aux limites de l'essai de traction (EF2)

9.2.4. Résultats et discussion

Les courbes force-déplacement des trois modèles développés EF0, EF1 et EF2 sont présentées sur la figure 9.4. Celle-ci, montre un écart important entre les courbes force-déplacement obtenues avec les modèles EF0 et EF1 et une très bonne concordance des courbes obtenues avec les modèles EF0 et EF2. L'écart obtenu entre les courbes force-déplacement obtenues avec les modèles EF0 et EF1 met en évidence le rôle des patins secondaires dans les résultats de mesure. En effet, la mesure des efforts au niveau du patin mobile dans le modèle EF1 est perturbée par les efforts parasites générés par la peau environnante au patin. Ceux-ci, freinent l'extension de la zone de peau chargée située entre les patins principaux. L'effort mesuré est donc plus élevé. Ces efforts parasites sont éliminés par les patins secondaires présentés dans le modèle EF0 (figure 9.1). La figure 9.4 montre aussi que les résultats obtenus avec le modèle EF2 concordent avec les résultats obtenus avec le modèle EF0, ce qui permet de modéliser l'essai d'extension du modèle EF0 par un essai de traction représenté par le modèle EF2. En outre, le coût en temps de calculs de la simulation avec le modèle EF0 est beaucoup plus élevé que pour le modèle EF2, notamment lors de l'identification des paramètres du matériau qui sera présentée ultérieurement. Par conséquent, l'essai d'extension uniaxiale effectué avec le dispositif "LADIES",

doté des patins secondaires, a été simulé par un essai de traction présenté par le modèle EF2.

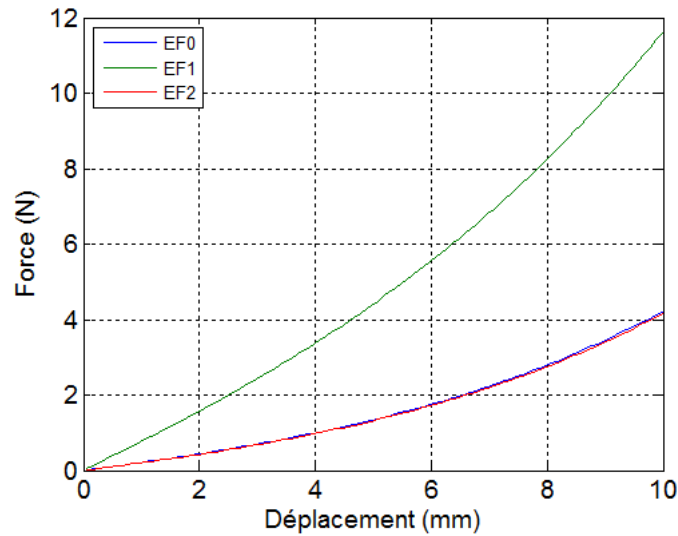


Figure 9.4.: Courbes force-déplacement de la simulation de l'essai d'extension uniaxiale

9.3. Identification des paramètres par méthode inverse

L'identification des paramètres d'un modèle de comportement mécanique consiste à déterminer un jeu de paramètres qui permet d'ajuster les données numériques aux données expérimentales du problème étudié. Il s'agit de mener un calcul itératif permettant de minimiser l'erreur relative (appelée souvent la fonction coût) entre les données expérimentales et les données numériques. A chaque itération, un jeu de paramètres est calculé jusqu'à convergence des calculs. Le jeu de paramètres identifiés correspond à une solution du problème. La minimisation de la fonction erreur relative est effectuée grâce à un algorithme d'optimisation à partir d'un jeu de paramètres initiaux. Le choix de l'algorithme d'optimisation et l'estimation des paramètres initiaux du modèle sont donc deux facteurs importants dans l'identification des paramètres. Le schéma général d'identification par méthode inverse numérique est donné par la figure 9.5.

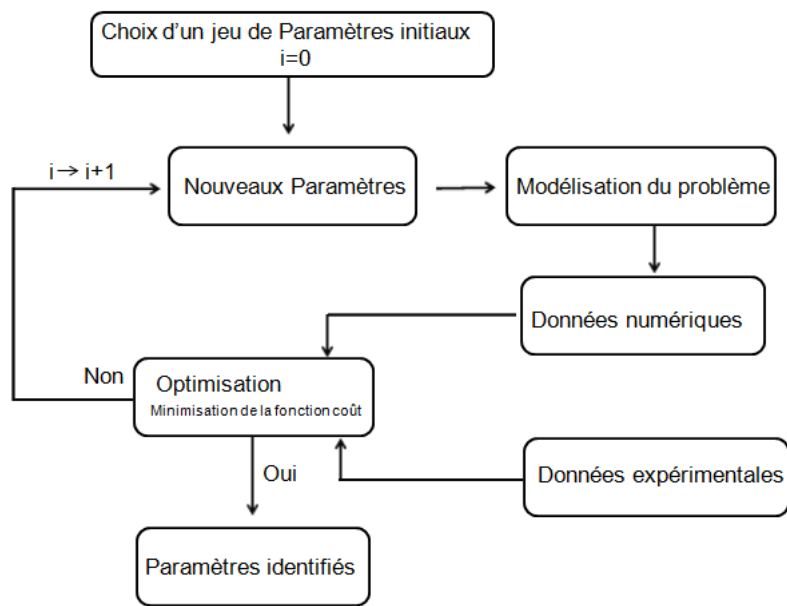


Figure 9.5.: Schéma général d'optimisation par méthode inverse

Dans cette étude, les paramètres du modèle d'Ogden ont été identifiés par méthode inverse en utilisant deux méthodes d'identification du comportement, utilisant toutes les deux l'algorithme d'optimisation de Levenberg-Marquardt ([Levenberg 1944](#), [Marquardt 1963](#)), la première dans laquelle la configuration structurelle de l'essai (géométrie et conditions aux limites) n'est pas considérée, nous appelons cette méthode ; la méthode d'identification simplifiée (MIS) et la deuxième dans laquelle l'essai d'extension est simulé par la méthode des éléments finis, nous appelons cette méthode ; la méthode d'identification sur structure (MISS).

9.3.1. Méthode d'identification simplifiée (MIS)

Cette méthode d'identification consiste à simplifier un problème mécanique et présenter les essais de caractérisation de structure par des essais simples tels que la traction uniaxiale simple, la traction équi-biaxiale simple, etc... suivant le problème posé. Dans cette approche, le matériau est supposé incompressible. La structure du matériau et les conditions aux limites ne sont pas prises en compte. Les paramètres du modèle de comportement sont identifiés à partir de la minimisation de l'erreur relative entre les données expérimentales et numériques de la contrainte de Cauchy. La contrainte de Cauchy numérique est obtenue par formulation analytique. Chaque

test simple de caractérisation correspond à une expression spécifique de la contrainte de Cauchy pour chaque modèle de comportement. Afin d'identifier les paramètres de la peau par la MIS, l'essai d'extension a été considéré comme étant un test de traction simple et la peau a été considérée comme un matériau incompressible.

9.3.1.1. Contrainte de Cauchy du modèle d'Ogden

Dans le cas d'un test de traction simple, la contrainte de Cauchy principale du modèle d'Ogden du premier ordre suivant l'axe de chargement est donnée par l'expression :

$$\sigma_1 = \mu_1 (\lambda_1^{\alpha_1} - \lambda_1^{-\frac{\alpha_1}{2}}) \quad (9.4)$$

et la contrainte de Cauchy d'ingénieur est donnée par :

$$\sigma_{\text{ing}} = \frac{\sigma_1}{\lambda_1} \quad (9.5)$$

L'identification des paramètres de la peau par la MIS du modèle d'Ogden a été effectuée en utilisant le solver lsqnonlin (moindres carrés non linéaires) de la boîte à outils d'optimisation (Toolbox) de Matlab. L'algorithme d'optimisation utilisé est celui de Levenberg-Marquardt ([Levenberg 1944](#), [Marquardt 1963](#)).

9.3.1.2. Contrainte de Cauchy du modèle HGO

Considérons l'essai de traction uniaxial simple illustré par la figure 9.6, où 2β est l'angle entre les directions des deux familles de fibres de collagène. L'axe Ox considéré correspond à la direction des lignes de tension cutanée. Soient \mathbf{a}_{01} et \mathbf{a}_{02} les deux vecteurs unitaires caractérisant les orientations de chaque famille de fibres de collagène. Leurs composantes dans le plan (oxy) sont données par :

$$\mathbf{a}_{01} = \begin{Bmatrix} \cos \beta \\ \sin \beta \\ 0 \end{Bmatrix}; \quad \mathbf{a}_{02} = \begin{Bmatrix} \cos \beta \\ -\sin \beta \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (9.6)$$

Soient A_1 et A_2 respectivement le produit tensoriel de \mathbf{a}_{01} \mathbf{a}_{02} , \mathbf{A}_1 et \mathbf{A}_2 sont donnés par les expressions suivantes (voir Annexe B) :

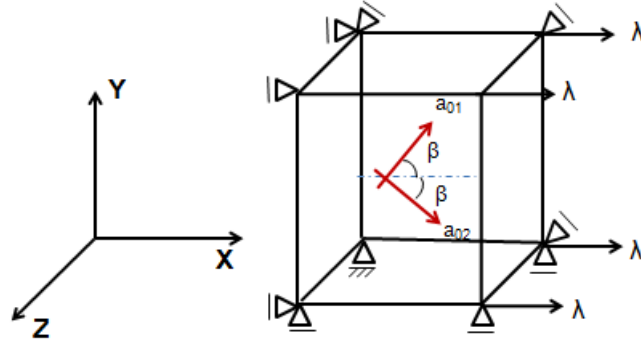


Figure 9.6.: Essai de traction simple

$$\mathbf{A}_1 = \begin{bmatrix} \cos^2 \beta & \cos \beta \sin \beta & 0 \\ \cos \beta \sin \beta & \sin^2 \beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}; \quad \mathbf{A}_2 = \begin{bmatrix} \cos^2 \beta & -\cos \beta \sin \beta & 0 \\ -\cos \beta \sin \beta & \sin^2 \beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (9.7)$$

L'expression de la contrainte de Cauchy principale du modèle HGO suivant l'axe de chargement prend la forme suivante :

$$\sigma_1 = \mu \left(\lambda_1^2 - \lambda_1^{-2} \lambda_2^{-2} \right) + 4k_1 \lambda_1^2 \cos^2 \beta \left(\bar{I}_4 - 1 \right) e^{k_2 (\bar{I}_4 - 1)^2} \quad (9.8)$$

avec :

$$0 = \mu \left(\lambda_2^2 - \lambda_1^{-2} \lambda_2^{-2} \right) + 4k_1 \lambda_2^2 \sin^2 \beta \left(\bar{I}_4 - 1 \right) e^{k_2 (\bar{I}_4 - 1)^2} \quad (9.9)$$

9.3.2. Méthode d'identification sur structure (MISS)

Le principe d'identification par la MISS est le même que celui de la MIS, c.à.d. identifier les paramètres qui permettent d'ajuster les courbes expérimentales aux courbes numériques. Toutefois, le problème mécanique est simulé par la méthode des éléments finis. Dans cette étude, Il s'agit d'identifier les paramètres de la loi de comportement en minimisant l'erreur relative entre les résultats expérimentaux obtenus à partir de l'essai d'extension uniaxiale et les résultats numériques obtenus à partir de la simulation numérique de l'essai de traction. La fonction coût utilisée

pour la minimisation est donnée par l'expression :

$$f(\theta) = \frac{\sum_{i=1}^N [P_E(t_i) - P_N(\theta, t_i)]^2}{2N \max_{t_i \in [0, t_N]} |P_E(t_i)|} \quad (9.10)$$

$\theta = [\theta, \theta_2, \dots]$ paramètres du matériau ; t est la variable temps ; i sont les points de données expérimentales et simulées ; $P_E(t_i)$ sont les résultats expérimentaux ; $P_N(t_i)$ sont les résultats numériques.

L'identification a été effectuée grâce à un logiciel d'optimisation appelé MIC2M développé par (Richard 1999). Celui-ci utilise l'algorithme d'optimisation basé sur la méthode de Levenberg-Marquardt (Levenberg 1944, Marquardt 1963). MIC2M fonctionne en deux modes ; mode simulation et mode identification. En mode simulation, le logiciel permet de tester des paramètres initiaux afin de s'approcher de la solution, c.à.d. des paramètres réels à identifier. En effet, si les paramètres initiaux sont très éloignés de la solution, l'algorithme d'optimisation diverge. En mode identification, le logiciel fait évoluer les paramètres du modèle jusqu'à la convergence de l'algorithme. Le schéma du fonctionnement de MIC2M est présenté par la figure 9.7. Le modèle éléments finis EF2 est écrit sous forme de lignes de commandes dans un fichier texte et exécuté par MIC2M en mode batch.

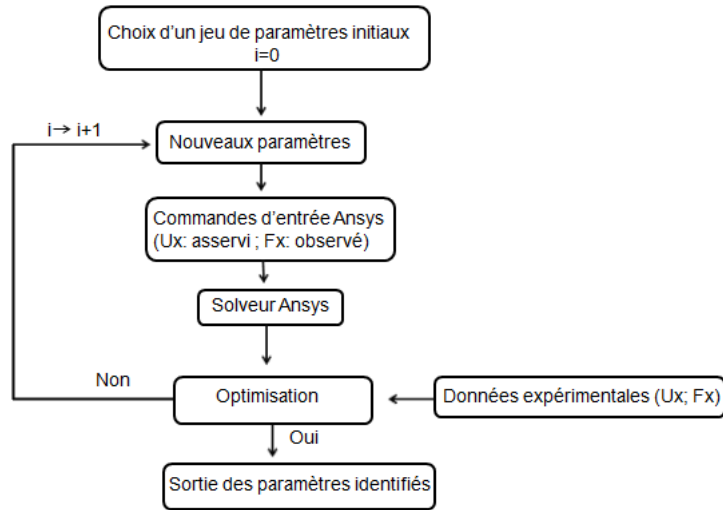


Figure 9.7.: Schéma du fonctionnement de MIC2M

9.4. Résultats et discussion

9.4.1. Identification des paramètres du modèle d'Ogden

Dans la section 6.5.3, les courbes force-déformation expérimentales ont été présentées pour tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus. Pour chaque famille de courbes force-déplacement correspondant à l'abdomen, l'avant bras et la jambe, nous avons choisi d'identifier les paramètres du modèle d'Ogden des deux courbes enveloppes et que nous avons appelées respectivement la courbe supérieure et la courbe inférieure. Parmi les 18 courbes choisies pour l'identification trois courbes n'ont pas été identifiées. Ansys® standard a été utilisé comme solveur lors de l'identification avec le modèle d'Ogden.

L'identification des paramètres a été effectuée en utilisant les deux méthodes d'identification présentées plus haut. Avec la MIS, deux paramètres sont à identifier ; μ_1 et α_1 . Dans cette approche, la compressibilité de la peau n'est pas prise en considération et la peau est considérée comme un matériau incompressible ($\chi \rightarrow \infty$ et $d = 0$). Cette propriété importante de la peau est prise en considération avec la MISS en identifiant le paramètre $d = \frac{2}{\chi}$ en plus des deux paramètres μ_1 et α_1 . Les paramètres identifiés par les deux méthodes sont présentés dans le tableau 9.1. L'écart relatif entre les valeurs des paramètres identifiés par les deux méthodes est donné par la relation suivante :

$$Er_p = \left| \frac{P_{\text{MISS}} - P_{\text{MIS}}}{P_{\text{MISS}}} \right| \quad (9.11)$$

avec P_{MISS} : paramètre identifié par la MISS ; P_{MIS} : paramètre identifié MIS.

Le tableau 9.1 montre que les valeurs moyennes du paramètre α_1 identifiées par les deux méthodes d'identification sont quasiment les mêmes, cependant les valeurs moyennes des modules de cisaillement diffèrent presque de trois fois. Cette différence est due au fait que la compressibilité de la peau n'est pas prise en considération avec la MIS. En effet, le module de cisaillement dépend du module d'incompressibilité (équation 8.32) qui n'est pas considéré dans cette dernière méthode.

La peau est considérée comme un matériau incompressible par l'auteur (An-
naidh et al. 2012), quasi-incompressible par d'autres auteurs (Delalleau 2007) et compressible ($\nu = 0.25$ à 0.4) par certains d'autres (Khatyr et al. 2004). Afin d'examiner la compressibilité de la peau et son influence sur le comportement mécanique du matériau, nous avons simulé l'essai de traction contraint pour deux valeurs différentes de d : $d_1 = 0.0063 \text{ MPa}^{-1}$ ($\nu = 0.49998$) ; $d_2 = 1.2317 \text{ MPa}^{-1}$ ($\nu = 0.49714$).

Ces valeurs correspondent respectivement à la valeur minimale et la valeur maximale de d identifiées en utilisant la MISS (tableau 9.1). Les mêmes valeurs de paramètres μ_1 et α_1 ont été utilisées dans les deux simulations : $\mu_1 = 0.000644$ MPa et $\alpha_1 = 28.9$. Ces valeurs correspondent respectivement aux valeurs moyennes de μ_1 et α_1 identifiées en utilisant la MISS (tableau 9.1). Un déplacement de 10 mm a été appliqué. La figure 9.8 représente les courbes force-déplacement obtenues à partir des deux simulations. La figure 9.8 montre l'écart important entre les deux courbes obtenues avec les deux valeurs du paramètre d . Ceci montre bien la grande influence de la compressibilité du tissu cutané sur le comportement mécanique du matériau. Par ailleurs, le tableau 9.1 montre que les coefficients de Poisson ν correspondant aux valeurs du paramètre d identifiées se trouvent dans un intervalle de valeurs $[0.49714; 0.49998]$, ce qui montre que la peau est un matériau quasi-incompressible.

Par ailleurs, le tableau 9.1 montre la variabilité des propriétés mécaniques de la peau des sujets testés. En effet, la valeur de α_1 varie entre 11 et 45.7. Afin de comprendre la signification physique du paramètre α_1 , nous avons simulé l'essai d'extension avec deux valeurs différentes du paramètre α_1 : $\alpha_1^1 = 11$; $\alpha_1^2 = 45.7$. Ces valeurs correspondent respectivement à la valeur minimale et la valeur maximale de α_1 identifiées en utilisant la MISS. Les valeurs moyennes des paramètres identifiés μ_1 et d ont été utilisées dans les deux simulations : $\mu_1 = 0.000644$ MPa ; $d = 0.32$ MPa⁻¹. La figure 9.9 montre que la peau la plus raide correspond à la valeur de α_1 la plus élevée. Pour la valeur $\alpha_1^1 = 11$ la courbe force-déplacement est confondue avec l'axe des abscisses. Les paramètres identifiés avec la MISS ont été utilisés dans la simulation des essais d'extension effectués. Les courbes force-déplacement obtenues par simulation sont comparées aux courbes expérimentales (figures 9.10 à 9.18). Les figures 9.10 à 9.18 montrent que les résultats numériques concordent avec les données expérimentales, en particulier, les courbes supérieures.

Table 9.1.: Paramètres du modèle d'Ogden identifiés par la MIS et la MISS. Cs : courbe supérieure. Ci : courbe inférieure. abd : abdomen. ab : avant bras. j : jambe.

Méthode / Zone	MISS			MIS		$Er\mu_1$	$Er\alpha_1$
	μ_1 (MPa)	α_1	d (MPa ⁻¹)	μ_1 (MPa)	α_1		
Abdomen							
Cs-Abd-0°	7,91E-05	3,18E+01	3,64E-01	2,00E-04	2,85E+01	1,53E+00	1,04E-01
Ci-abd-0°	1,98E-03	1,10E+01	6,92E-01	1,00E-03	1,03E+01	4,94E-01	6,46E-02
Cs-abd-45°	4,78E-05	3,85E+01	3,09E-01	2,00E-03	3,41E+01	4,08E+01	1,15E-01
Ci-abd-45°	-	-	-	-	-	-	-
Cs-abd-90°	1,20E-04	2,90E+01	4,59E-01	3,00E-04	2,65E+01	1,50E+00	8,84E-02
Ci-abd-90°	-	-	-	-	-	-	-
Avant bras							
Cs-Abd-0°	1,40E-04	4,31E+01	8,00E-03	3,00E-04	4,39E+01	1,14E+00	1,90E-02
Ci-abd-0°	2,30E-04	1,84E+01	5,07E-02	1,00E-03	2,31E+01	3,35E+00	2,53E-01
Ci-abd-45°	1,63E-04	2,04E+01	1,23E+00	1,00E-03	1,93E+01	5,12E+00	5,44E-02
Cs-abd-90°	9,12E-04	2,86E+01	1,88E-02	1,00E-03	3,11E+01	9,63E-02	8,69E-02
Ci-abd-90°	6,96E-04	1,61E+01	2,08E-01	1,00E-03	1,81E+01	4,36E-01	1,27E-01
Jambe							
Cs-Abd-0°	1,56E-04	3,41E+01	6,32E-03	4,00E-04	4,37E+01	1,57E+00	2,81E-01
Ci-abd-0°	2,38E-05	2,87E+01	7,75E-01	0,00E+00	2,65E+01	1,00E+00	7,57E-02
Cs-abd-45°	4,54E-04	4,57E+01	1,02E-01	2,00E-03	4,10E+01	3,40E+00	1,01E-01
Ci-abd-45°	5,77E-04	2,58E+01	8,00E-02	1,00E-02	2,73E+01	1,63E+01	5,80E-02
Cs-abd-90°	2,56E-03	2,64E+01	5,18E-02	3,00E-03	2,76E+01	1,74E-01	4,64E-02
Ci-abd-90°	-	-	-	-	-	-	-
Moyenne	6,44E-04	2,89E+01	3,20E-01	1,81E-03	2,90E+01	5,24E+00	1,01E-01
Ecart type	5,93E-04	7,43E+00	2,73E-01	1,59E-03	7,21E+00	6,22E+00	5,03E-02

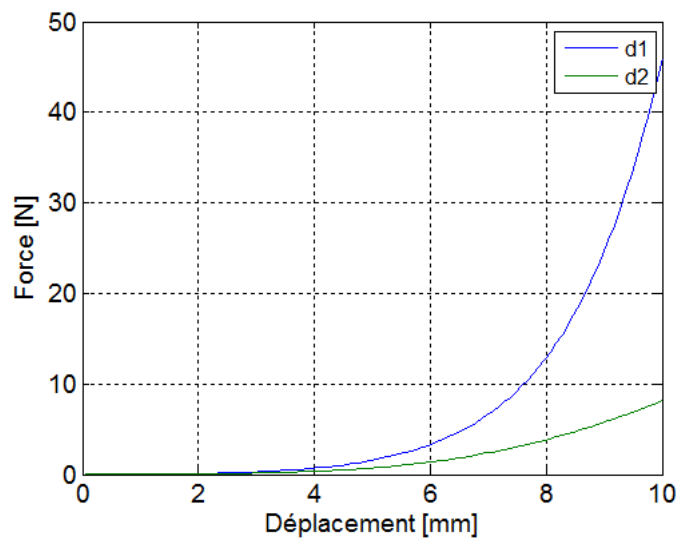


Figure 9.8.: Simulation d'un essai d'extension pour deux valeurs différentes du module d'incompressibilité d avec le modèle d'Ogden

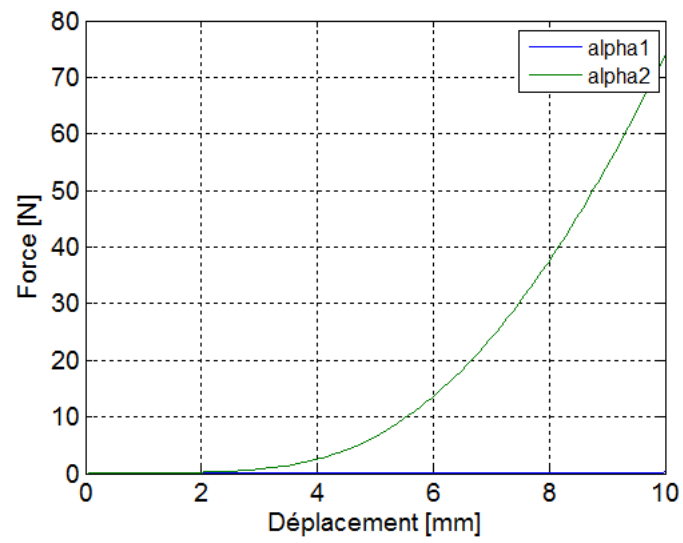


Figure 9.9.: Simulation d'un essai d'extension pour deux valeurs différentes du paramètre α_1

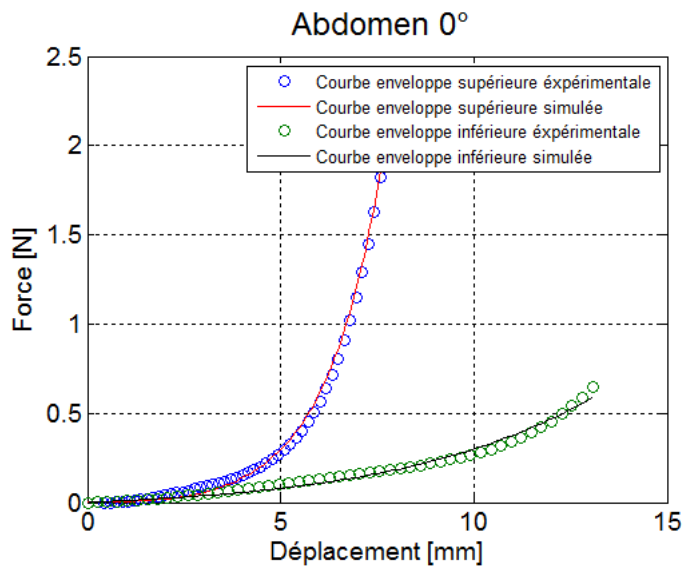


Figure 9.10.: Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'abdomen selon 0°. Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées

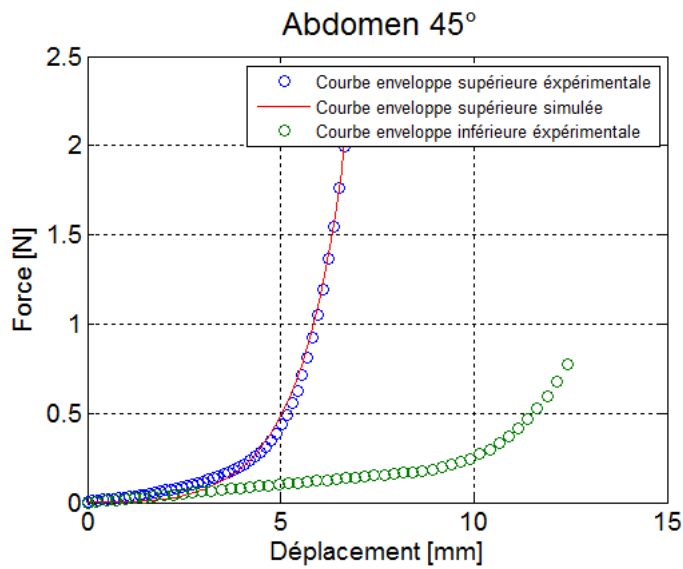


Figure 9.11.: Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'abdomen selon 45°. Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées

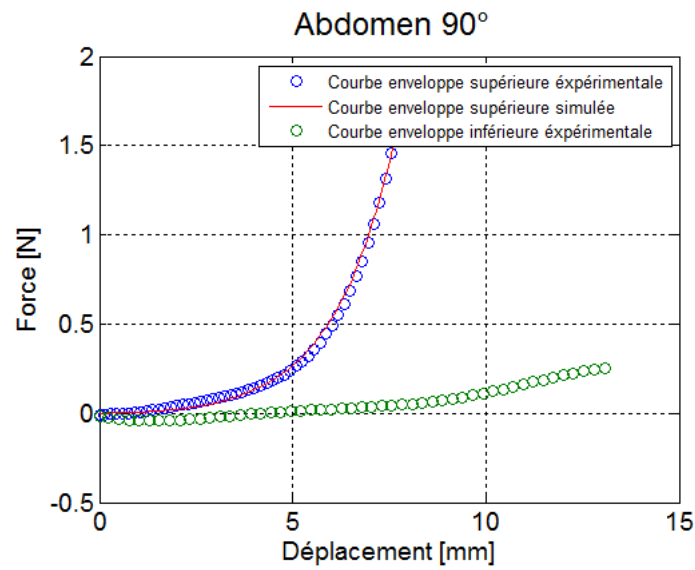


Figure 9.12.: Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'abdomen selon 90° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées

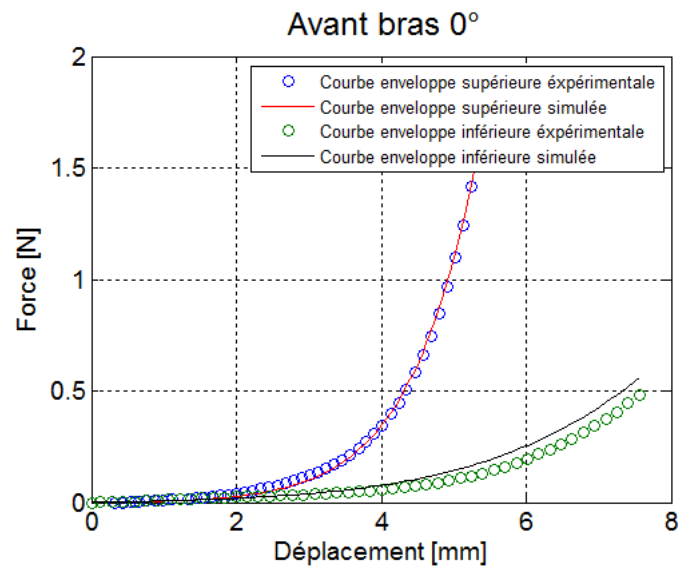


Figure 9.13.: Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'avant bras selon 0° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées

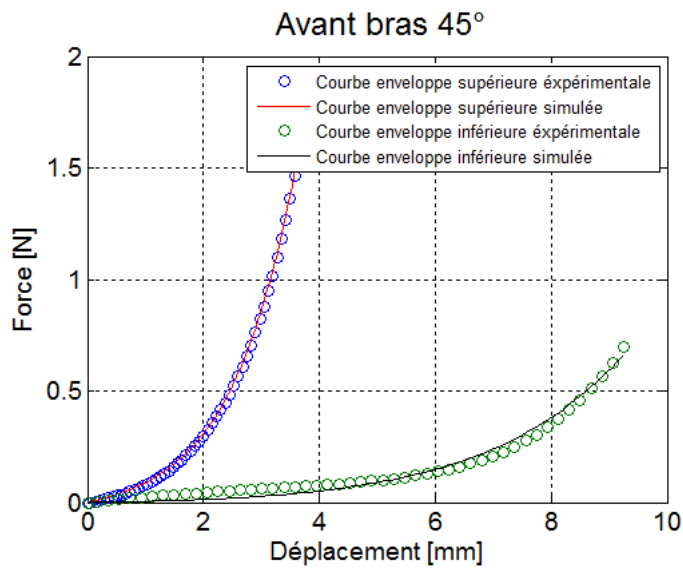


Figure 9.14.: Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'avant bras selon 45°. Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées

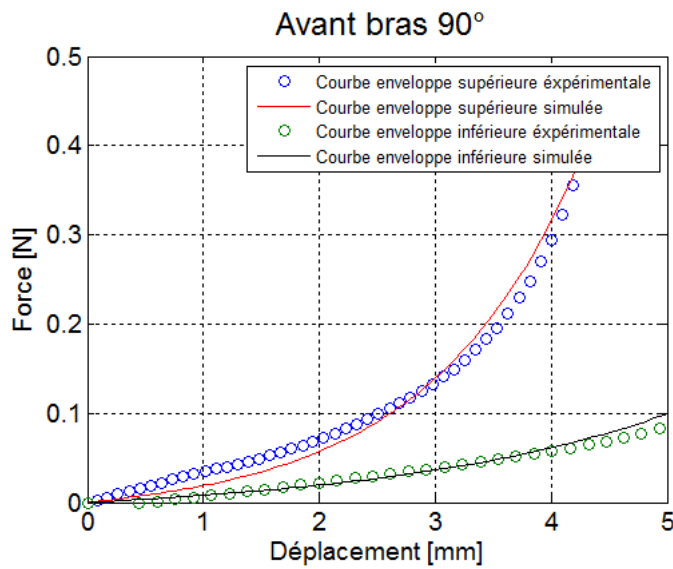


Figure 9.15.: Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'avant bras selon 90°. Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées

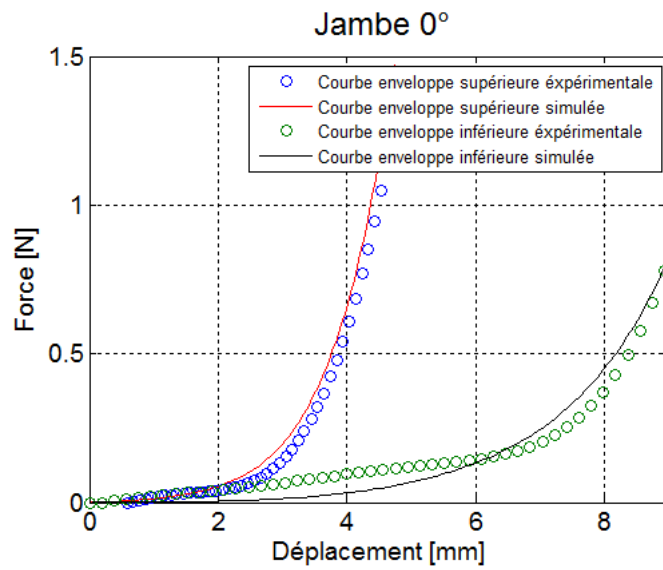


Figure 9.16.: Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de la jambe selon 0°. Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées

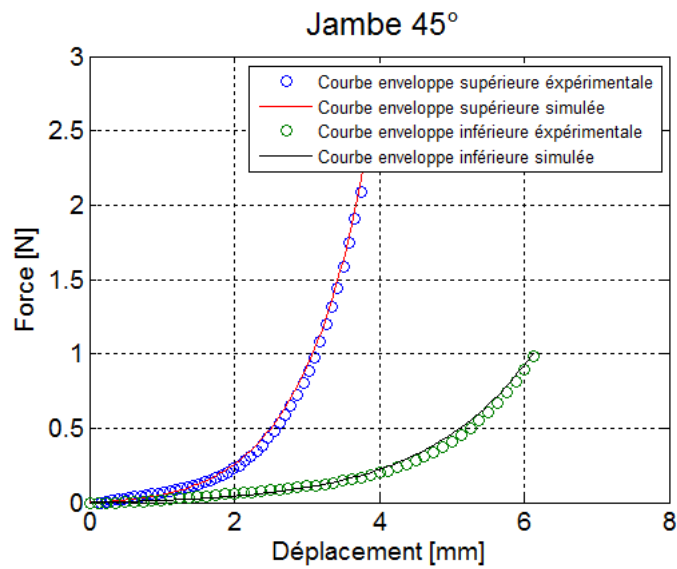


Figure 9.17.: Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de la jambe selon 45°. Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées

9.4.2. Identification des paramètres du modèle HGO

Dans le chapitre 8, les équations constitutives du modèle HGO ainsi que la validation de l'implémentation du code de calcul ont été présentées. La MISS a été utilisée pour identifier les paramètres de la peau de l'abdomen du sujet H 36 ans IMC=24.1. Ansys® utilisateur a été utilisé comme solveur lors d'identification. En raison de difficultés à estimer les valeurs initiales des paramètres d'identification, il n'a pas été possible d'identifier les paramètres d'autres peaux testées. A cause de problèmes de convergence des calculs, nous avons simplifié le modèle EF2 en considérant deux plans de symétrie ; le premier par rapport à la largeur de l'éprouvette et le deuxième par rapport à son épaisseur et cela, dans l'objectif d'obtenir un champ de contraintes uniforme. L'orientation des fibres et le sens de chargement sont présentés par la figure 9.6. La valeur de l'angle β a été fixée à 41° , cette valeur a été identifiée par [Annaiidh et al. \(2012\)](#). Les paramètres ont été identifiés par rapport aux données expérimentales obtenues de l'essai d'extension selon la direction médio-latérale (0°). Les paramètres identifiés sont présentés dans le tableau 9.2.

Table 9.2.: Valeurs des paramètres identifiés avec le modèle HGO

μ	d	k_1	k_2
4.70E-03 MPa	1.00E-04 MPa ⁻¹	3.3 MPa	8.99

La figure 9.19 montre les courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension effectué sur la peau abdominale testée selon les trois axes de chargement correspondant aux angles 0° , 45° et 90° . Les courbes force-déplacement simulées correspondant aux angles 45° et 90° ont été obtenues en utilisant les valeurs des paramètres du modèle HGO identifiés selon la direction médio-latérale (0°). En comparant la courbe identifiée à 0° avec la courbe expérimentale correspondante, nous constatons un bon accord entre ces courbes pour des faibles déplacements ($<2\text{mm}$) et pour de forts déplacements ($>6.5\text{ mm}$). Par contre, nous constatons un écart relatif important entre ces deux courbes pour un déplacement compris entre 2 mm et 6.5 mm. Par conséquent, la méthode d'optimisation utilisée est moins efficace avec le modèle HGO qu'avec le modèle d'Ogden. De manière qualitative, nous obtenons la même tendance générale entre les courbes expérimentales d'un coté et les courbes simulées de l'autre : la courbe à 45° est au dessus de celle à 0° , qui est elle-même au dessus de celle à 90° . Cependant, de manière

quantitative, nous obtenons des écarts très importants entre les courbes expérimentales et simulées pour des axes de chargement à 45° et 90° . Selon nos résultats, il semble difficile d'identifier les paramètres du modèle HGO par la méthode proposée en utilisant des essais uniaxiaux. Pour identifier les paramètres du modèle HGO en considérant le comportement anisotrope de celui-ci, il semble nécessaire d'utiliser des résultats d'essais multiaxiaux.

9.5. Conclusion

Dans ce chapitre les essais d'extension uniaxiale effectués avec l'extensiomètre "LADIES", présentés dans le chapitre 6, ont été simulés par la méthode des éléments finis. Trois modèles ont été présentés ; un premier modèle discrétisant complètement la géométrie et les conditions aux limites de l'essai ; un deuxième modèle dans lequel les patins secondaires de l'extensiomètre ne sont pas représentés et un troisième modèle simulant l'essai d'extension par un essai de traction contraint. La loi de comportement hyperélastique d'Ogden a été utilisée pour les trois modèles. En comparant les résultats des trois modèles, nous avons mis en évidence l'intérêt des patins secondaires de l'extensiomètre pour avoir des mesures proches de celles d'un essai de traction standard. Par la suite, l'essai d'extension uniaxiale effectué avec l'extensiomètre "LADIES" a été donc simulé par un essai de traction.

Parmi les 85 courbes issues des essais d'extension effectués sur la peau de 22 sujets volontaires, tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus, 15 courbes ont été identifiées avec le modèle d'Ogden et une courbe avec le modèle HGO. Les résultats d'identification avec le modèle de comportement d'Ogden montrent une grande variabilité des propriétés mécaniques de la peau des différents sujets testés. Les résultats montrent également que la peau est un matériau quasi-incompressible.

L'identification avec le modèle HGO anisotrope montre la capacité du modèle à prédire la direction de forte raideur de la peau, cependant, les résultats obtenus avec le modèle ne sont pas satisfaisants.

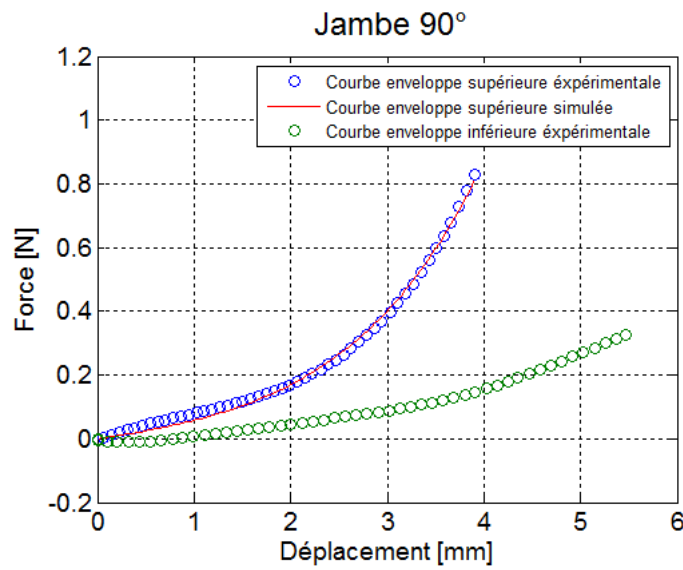


Figure 9.18.: Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de la jambe selon 90° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées

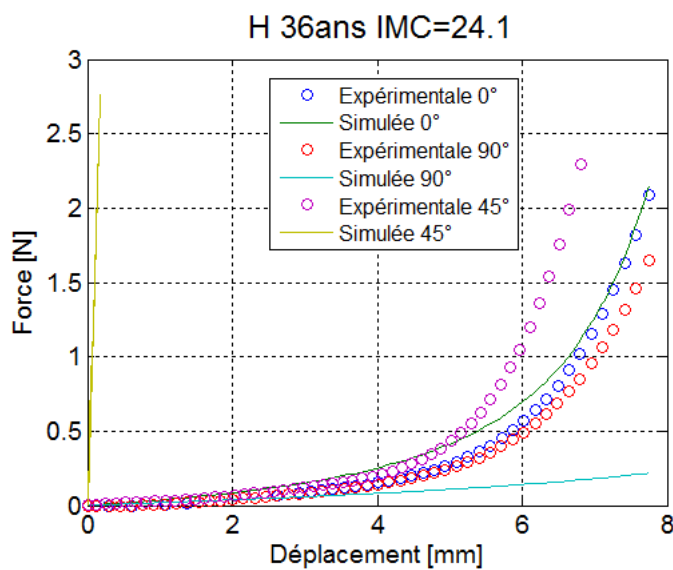


Figure 9.19.: Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau avec le modèle HGO

Chapitre 10

Analyse d'une technique chirurgicale - lambeau d'avancement V-Y

10.1. Introduction

L'une des situations où la connaissance du comportement mécanique de la peau est importante est le domaine de la chirurgie reconstructive et en particulier la fermeture des ouvertures pratiquées par le chirurgien. En effet, on a vu précédemment que la réponse de la peau à des sollicitations d'amplitude donnée pouvait être très différente selon la personne, la zone considérée et les conditions de tension initiale du tissu.

L'étude présentée dans ce chapitre concerne la modélisation d'une technique chirurgicale de fermeture d'une plaie avec perte de substance : la technique du lambeau d'avancement V-Y. Depuis plusieurs années, les techniques complexes comme le lambeau de Limberg ou le lambeau Z-plasty ont été largement étudiées ([Lister & Gibson 1972](#)). Ce n'est pas le cas de la technique du lambeau d'avancement V-Y pour laquelle seules quelques études théoriques ont été recensées [Andrades et al. \(2005\)](#). C'est pourtant l'une des principales pratiques permettant la fermeture de plaies ouvertes avec perte de substance.

Après une brève présentation de la technique, une analyse géométrique dans laquelle la peau est considérée comme une membrane rigide est détaillée pour déterminer un bon compromis entre les dimensions du lambeau et la largeur suturée. Une étude numérique pour tenir compte des propriétés mécaniques élastiques de la peau est développée, depuis la construction du modèle numérique, l'influence des différents paramètres du modèle, l'analyse des efforts et champs de déformations nécessaires pour fermer la plaie et la discussion des résultats.

L'analyse de sensibilité porte sur les dimensions relatives du lambeau au regard des dimensions de la perte de substance, sur les propriétés élastiques de la peau, sur

la tension initiale du tissu, la façon dont les berges sont rapprochées pour fermer la plaie et en particulier l'amplitude de l'extension du lambeau préalable à la suture.

10.2. Présentation de la pratique clinique du lambeau d'avancement V-Y

La méthode consiste à remplacer le défaut rectangulaire correspondant à la perte de substance par deux défauts en forme de parallélogramme, plus étroits et répartis le long d'un lambeau triangulaire appelé V-Y et choisi adjacent à l'un des côtés du défaut rectangulaire initial. Le chirurgien définit les dimensions du lambeau en jugeant l'extensibilité de la peau.

- Il pratique alors une incision augmentant les dimensions de la plaie initiale (figure 10.1). La distance à suturer est partagée entre 3 côtés au lieu d'être concentrée sur une grande perte de substance. La conséquence est que la suture sera plus longue mais la largeur à suturer moins large. Après l'incision initiale, le défaut rectangulaire (figure 10.1.a) prend la forme d'un tonneau à cause de l'existence du champ de tension naturelle dans la peau.
- Le lambeau est translaté pour couvrir la perte de substance (figure 10.1.b et c). La translation s'accompagne d'une déformation de toute la zone de peau. Le chirurgien mobilise le lambeau pour l'étirer dans la direction de la perte de substance. Dans certains cas, lorsque la translation n'est pas aisée, il pratique la technique du pivot des plans profonds en incisant les couches sous-cutanées, facilitant ainsi les mouvements des structures. Le lambeau reste attaché au corps et conserve sa vascularisation pendant toute l'opération.
- La base du lambeau triangulaire est suturée au côté opposé de la perte de substance (figure 10.1.d). Le chirurgien s'assure ensuite que le lambeau reprend sa hauteur initiale et s'ensuit le choix des points à suturer ensemble.
- La suture proprement dite se poursuit au niveau du sommet du lambeau attaché aux deux berges opposées (figure 10.1.e) et se termine par la fermeture des trois côtés du Y (figure 10.1.f). La suture au sommet du lambeau est celle qui contraint le plus le tissu. C'est en ce point que la distance à suturer reste la plus grande.

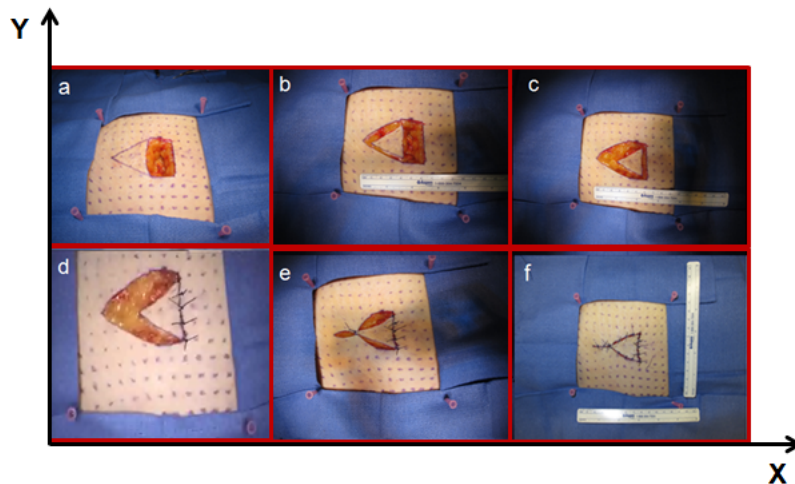


Figure 10.1.: Etapes successives du lambeau d'avancement V-Y. a : perte de substance initiale et schéma du lambeau triangulaire (V-Y) b : Lambeau triangulaire c : translation du lambeau d : 3 premiers points de suture pour attacher le lambeau à la peau saine e : Quatrième point au sommet du lambeau f : fermeture finale.

On peut se demander si cette procédure optimise le résultat obtenu du point de vue des efforts mécaniques mobilisés par le tissu environnant et quelles dimensions sont optimales pour construire le lambeau triangulaire. [Andrades et al. \(2005\)](#) ont montré que pour des dimensions du défaut données, l'angle au sommet du lambeau est le paramètre géométrique le plus important. Ces paramètres sont fonction de la zone concernée et de l'élasticité des tissus de la zone périphérique.

10.3. Analyse géométrique du lambeau d'avancement V-Y

Pour simplifier la configuration de la technique du lambeau d'avancement V-Y, une analyse géométrique est proposée. La perte de substance est assimilée à un rectangle ($B_0B'_0C_0C'_0$) prolongé par un lambeau de forme triangulaire ($A_0B_0C_0$) de base B_0C_0 , incisé et translaté pour couvrir le défaut et devenir ($A'_0B'_0C'_0$). La perte de substance rectangulaire se transforme en deux parallélogrammes ($A_0A'_0B'_0B_0$ et $A'_0A'_0C'_0C'_0$) (figure 10.2). La largeur de chaque parallélogramme est plus petite que la largeur du défaut initial.

Comme cela est décrit dans la figure 10.2, les dimensions de la perte de sub-

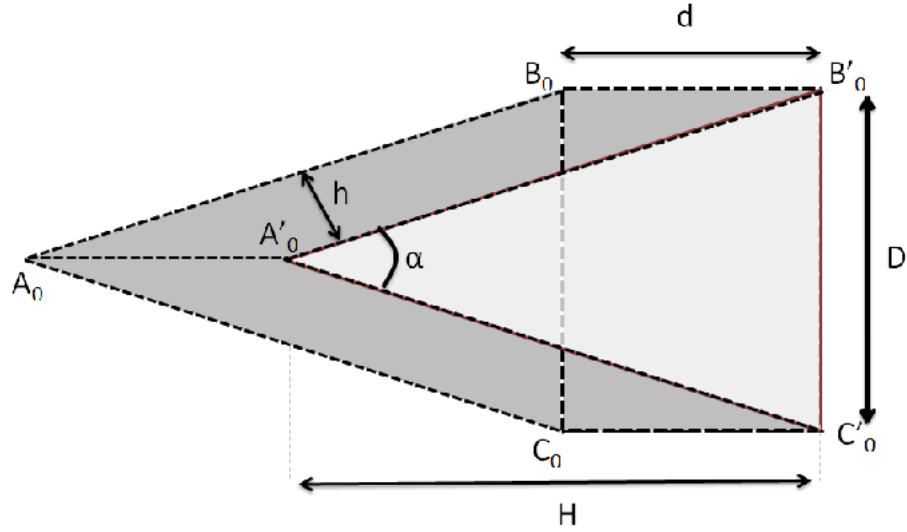


Figure 10.2.: Lambeau d'avancement VY. Analyse sans tenir compte de l'élasticité du tissu.

stance sont $d \times D$. L'angle au sommet du lambeau est noté " α ", La hauteur du lambeau est notée H et la largeur des deux parallélogrammes est notée h .

Les deux relations suivantes traduisent le lien entre l'angle au sommet du lambeau α et la largeur h du parallélogramme, ou la hauteur du lambeau H :

$$n = \frac{h}{d} = \sin \frac{\alpha}{2} \quad (10.1)$$

$$\frac{H}{D} = \frac{1}{2 \tan \frac{\alpha}{2}} \quad (10.2)$$

L'approche géométrique consiste à considérer la peau comme un matériau rigide se déplaçant dans un plan horizontal et à introduire une relation entre l'angle α et la largeur du défaut initial à couvrir par le lambeau d'avancement V-Y.

Comme le montre la figure 10.3, la relation entre la hauteur du lambeau et l'angle α conduit le chirurgien à choisir un angle compris dans l'intervalle $[20^\circ - 60^\circ]$ de sorte à éviter à la fois des dimensions du lambeau trop grandes (hauteur du triangle) et une largeur à suturer trop importante : Au delà de 60° , la demi-largeur à suturer

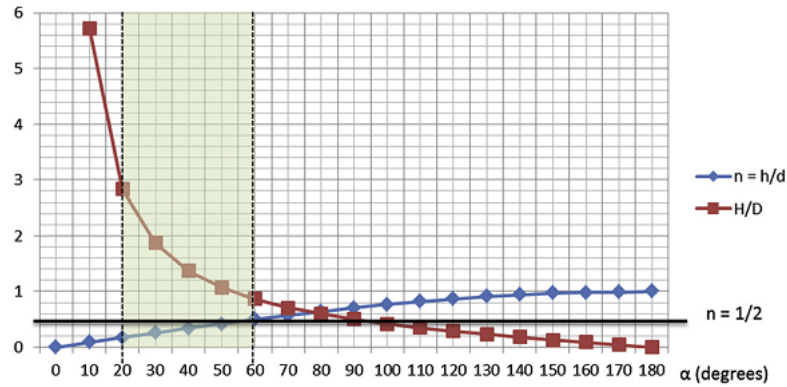


Figure 10.3.: Représentation des rapports h/d et H/D en fonction de la valeur de l'angle α (tirée de [Pauchot et al. \(2012\)](#))

dépasse la demi-largeur initiale et l'intérêt de la technique chirurgicale disparaît. Les lambeaux sont souvent construits par le chirurgien de sorte que l'angle au sommet soit proche de 30° ; cela réduit la largeur du défaut sans pour autant trop accroître la taille du lambeau.

Cependant, cette analyse géométrique ne prend pas en compte l'élasticité du tissu alors même que la réussite de la technique chirurgicale repose sur l'extensibilité du lambeau. C'est pourquoi, pour aller plus loin, une analyse numérique prenant en compte les propriétés élastiques du tissu cutané est proposée.

10.4. Modélisation et résultats - Effort de fermeture du lambeau d'avancement V-Y

10.4.1. Hypothèses simplificatrices et modélisation du lambeau d'avancement V-Y

Dans l'analyse numérique, on considère un domaine géométrique plan $470 \times 270 \text{ mm}^2$ représentant la peau entourant un trou rectangulaire en place et lieu de la perte de substance de $20 \times 40 \text{ mm}^2$. Une fois le lambeau en forme de V incisé, la translation pour couvrir la plaie (depuis la figure 10.1.a jusqu'à la figure 10.1.b) ne présente pas beaucoup de résistance et les trois premiers points de suture joignant le lambeau à la peau environnante à l'arrière de la plaie correspondent à la 10.1.c. Pour simuler les étapes depuis la figure 10.1.d jusqu'à la figure 10.1.e, le domaine géométrique est construit comme sur la figure 10.4.

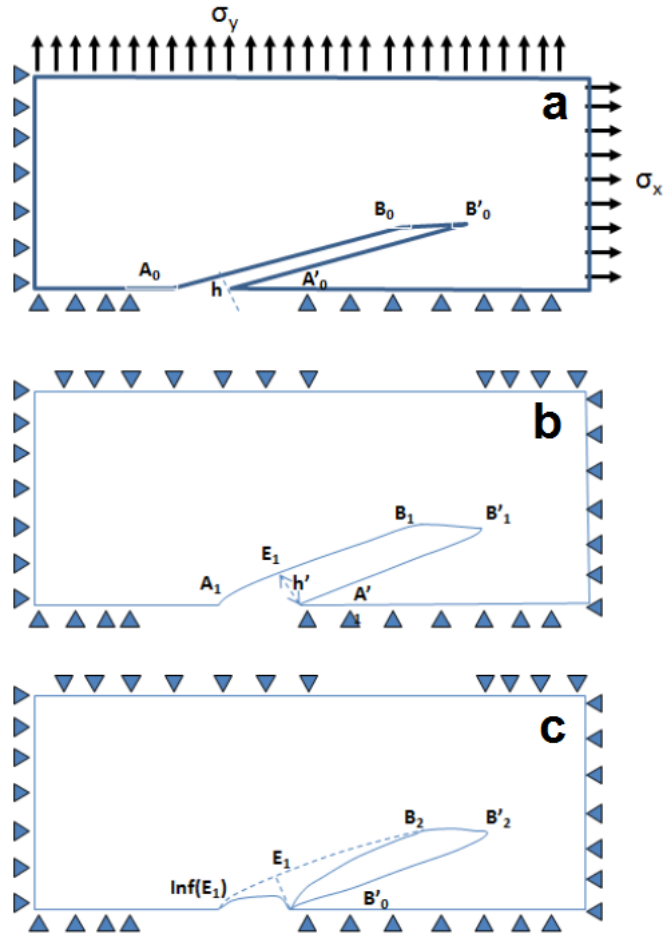


Figure 10.4.: Les 3 principales étapes de la modélisation dans le cas d'un lambeau d'angle au sommet égal à 30° ; a : étape initiale; b : étape intermédiaire correspondant au domaine soumis à un état de tension initiale; c : étape finale.

La peau a été considérée comme un matériau homogène isotrope incompressible hyperélastique de 1 mm d'épaisseur. La loi de comportement utilisée dans la modélisation est la loi de comportement d'Ogden du premier ordre (Ogden 1972) souvent utilisée pour représenter le comportement non-linéaire des tissus biologiques.

Dans cette étude, la modélisation par la méthode des éléments finis a été réalisée à l'aide du logiciel Ansys® v12. Ci dessous les hypothèses suivantes ont été posées :

- L'hypothèse des contraintes planes sur tout le modèle.
- L'épaisseur de la peau est supposée homogène égale à 1 mm.
- La symétrie du problème est prise en compte et seulement la moitié du domaine a été modélisée. L'axe horizontal traversant le lambeau par son sommet a été choisi comme axe de symétrie du problème.
- La plaie est considérée de petite taille au regard de la taille de la peau environnante.
- Des restrictions de déplacement sont imposées : déplacement nul de noeuds selon x sur le côté gauche et nul selon y sur l'axe de symétrie (figure 10.4.a). Un état de contrainte initiale est appliqué selon une traction en x sur les noeuds du côté droit et selon une traction en y sur les noeuds du côté supérieur (figure 10.4.a).
- Le maillage est généré et raffiné manuellement près du sommet du lambeau (PLANE 183).
- L'axe de référence est supposé coïncider avec les lignes de Langer, bien que le comportement du tissu soit supposé isotrope.
- La fermeture de la plaie est simulée par un déplacement des berges du défaut vers le sommet du lambeau.

A l'état naturel, la peau est soumise à un état de pré-tension. De façon à simuler l'état de tension naturelle, un chargement biaxial a été appliqué au modèle géométrique (figure 10.4.a). Le domaine est alors déformé et les berges du défaut se trouvent éloignées (figure 10.4.b). En particulier, la largeur initiale du défaut h devient h' et la position du sommet du lambeau passe de A'_0 à A'_1 . Cette nouvelle position devient le nœud représentant le sommet du lambeau. La projection orthogonale de A'_1 sur la berge opposée du défaut est notée E_1 . Il s'agit également du lieu sur la berge le plus près du sommet du lambeau.

Les conditions de symétrie sont reportées et les noeuds appartenant à l'axe de symétrie sont contraints à rester sur cet axe de symétrie (zéro déplacement selon y)

sauf le nœud A'_1 (sommet du lambeau) bloqué dans les deux directions selon x et selon y . Dans cette configuration, le nœud choisi pour être déplacé vers le sommet du lambeau est le plus près de la position E_1 . Ce nœud, appelé également E_1 pour simplifier cette description, est alors déplacé vers A'_1 . L'effort résultant est calculé au nœud E_1 .

10.4.2. Paramètres de la simulation numérique

Tout d'abord, un calcul servant de référence est présenté et repris tout au long du développement. Le calcul de référence concerne un lambeau de géométrie spécifique, des paramètres du matériau et un état de pré-tension initiale prenant en compte l'état naturel de tension de la peau *in vivo*. La géométrie de référence est un lambeau d'angle au sommet égal à 30° . Les deux paramètres α_1 et μ du modèle d'Ogden sont identifiés à partir de tests de traction uniaxiale réalisés sur peau humaine d'abdomen par Jansen et Rottier (1958) et correspondent bien aux valeurs utilisées par Shergold et al. (2006). Ce jeu de paramètres est considéré comme représentatif de la peau notée "Peau 1".

Dans ce calcul de référence, les valeurs des contraintes initiales de pré-tension sont choisies telles que : $\sigma_x^1 = 5.5$ kPa ; $\sigma_y^1 = 1$ kPa. Le champ de précontrainte est caractérisé (Reihnsner et al. 1995) à la fois par l'amplitude du chargement (contrainte équivalente de Von Mises) et le rapport de biaxialité. La pré-tension équivalente est alors $\sigma_{eq}^1 = 5.1$ kPa. Le rapport de biaxialité est défini par le rapport $\frac{\sigma_y}{\sigma_x}$ et vaut ici $r_1 = 5.5$

Cas de Référence :

Géométrie 1 : $\alpha = 30^\circ$

Peau 1 : $\mu^1 = 0,11$ MPa et $\alpha_1^1 = 9$

Champ de pré-contrainte 1 : $\sigma_{eq}^1 = 5.1$ kPa et $r_1 = 5.5$

10.4.3. Influence de l'angle au sommet du lambeau d'avancement V-Y

Pour une perte de substance rectangulaire donnée (D et d fixés), l'effort de fermeture est calculé pour 8 valeurs de l'angle au sommet du lambeau comprises entre 20° et 90° . En augmentant la valeur de cet angle, la largeur à suturer augmente mais la hauteur du lambeau triangulaire diminue (figure 10.5). La largeur à suturer tout autour du lambeau varie entre 3 et 14 mm lorsque l'angle passe de 20° à 90° .

L'effort de fermeture est calculé pour chaque valeur d'angle au sommet du lambeau. Il faut noter que les calculs correspondant aux angles supérieurs à 60° ne

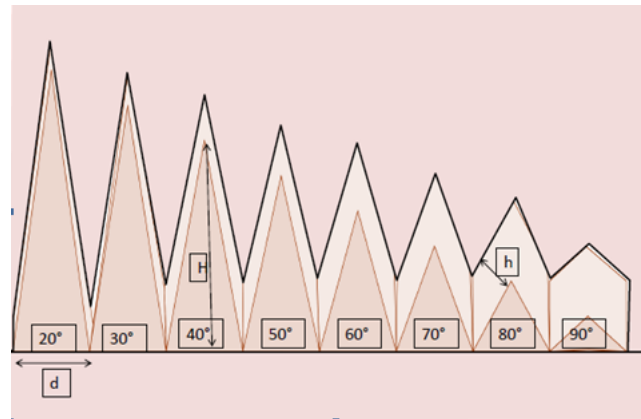


Figure 10.5.: Distance à suturer pour différentes valeurs de l'angle au sommet du lambeau

sont pas très réalistes puisqu'alors, la largeur à suturer dépasse la largeur initiale du défaut, c'est en particulier le cas au sommet du lambeau. Les résultats sont présentés sur la figure 10.9 (ci-après).

L'effort de fermeture au sommet du lambeau augmente avec la valeur de l'angle au sommet et par conséquent la largeur du défaut (figure 10.9). Cela confirme le fait que la résistance du lambeau à la fermeture de la plaie augmente quand la longueur du lambeau décroît.

10.4.4. Effet du comportement du matériau

Dans le but d'évaluer la sensibilité des résultats aux propriétés du matériau, un second matériau référencé "Peau 2" a été testé. Les paramètres de "Peau 1" et "Peau 2", introduits à partir du modèle d'Ogden ont été identifiés en utilisant des résultats d'essais de traction uniaxiale. Le premier jeu de paramètres est déjà présenté plus haut. Le second jeu de paramètres a été identifié à partir d'essais *ex vivo* provenant d'explants d'abdominoplasties : En effet, grâce à une collaboration étroite avec Julien Pauchot (service de Chirurgie orthopédique, traumatologique, plastique, reconstructive et chirurgie de la main du CHRU Jean Minjoz, Besançon) l'étude a été complétée par des données expérimentales. Avec le consentement éclairé de la patiente, des essais d'extension ont été réalisés avec le dispositif biaxial "BIAXE" présenté dans la section 5.1.2. Dans cet essai, les efforts et les déplacements des

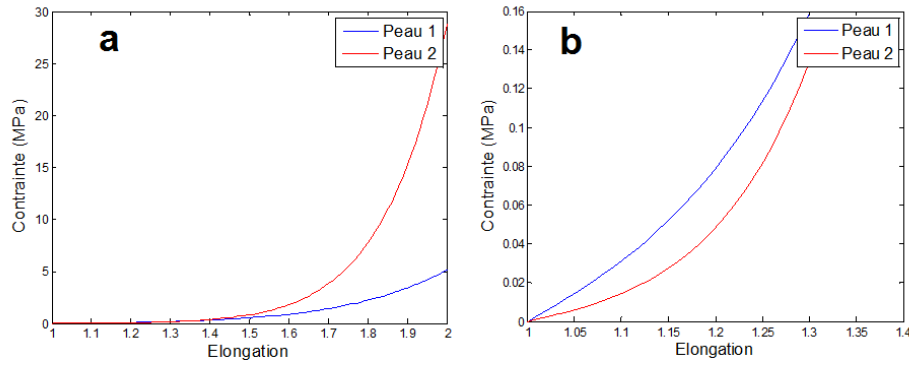


Figure 10.6.: a : Loi de comportement correspondant aux paramètres des deux matériaux testés. b : zoom au niveau des faibles contraintes et faibles déformations.

patins fixés à la peau sont enregistrés simultanément. Et il n'est pas tenu compte ici de l'anisotropie du comportement.

Les 2 jeux de paramètres α_1 et μ introduits dans le modèle d'Ogden et retenus pour l'étude sont donnés ci-dessous :

"Peau 1" : $\mu^1 = 0.11$ MPa et $\alpha_1^1 = 9.00$

"Peau 2" : $\mu^2 = 0.03$ MPa et $\alpha_1^2 = 13.46$

La figure 10.6 montre la relation contraintes-déformations des deux matériaux. Comme cela a été décrit par Delalleau et al. (2008), on y repère vraiment 3 phases différentes (figure 10.6.a). La première quand la contrainte reste faible et que la peau se déplisse, les fibres changent progressivement d'orientation et s'alignent avec la direction de chargement. Dans la seconde zone, la contrainte augmente plus vite avec l'étirement et dans la dernière phase, la relation contraintes-déformations devient linéaire. Les deux jeux de paramètres ont été testés en appliquant le chargement de pré-tension initiale "Chargement 1" et les résultats sont reportés sur la figure 10.7.

Conformément à l'analyse géométrique (Andrades et al. 2005), la largeur de la plaie soumise à un chargement de pré-tension augmente avec la valeur de l'angle au sommet du lambeau (figure 10.7).

La figure 10.8 montre la relation entre la valeur de l'angle au sommet du lambeau et la distance à suturer représentée par le paramètre adimensionnel n défini précédemment (équation 10.1). Rappelons que n est exactement défini par $n=h/d$ dans le modèle géométrique alors que ce paramètre adimensionnel est assimilé à

$n=h'/d$ quand le domaine est soumis au chargement de pré-tension de référence. n peut être nommé “distance relative à suturer”.

Les résultats obtenus montrent que pour les deux jeux de paramètres, l'effort de fermeture augmente avec la valeur de l'angle au sommet du lambeau (figure 10.7), comme la distance relative à suturer (figure 10.8). Cette distance relative à suturer et donc la largeur de la plaie à refermer dans le cas de la Peau 1 est plus faible que celle correspondant à la Peau 2 (figure 10.8). Comme cela apparaît sur la figure 10.6, la Peau 1 présente une plus forte rigidité que la Peau 2 aux faibles contraintes, ce qui conduit à un effort de fermeture plus faible sur Peau 2 que sur Peau 1 (figure 10.7) alors même que la distance relative à suturer est plus grande pour la Peau 2 (figure 10.8).

10.4.5. Effet de la pré-contrainte

- “Chargement 1” : cas de référence décrit plus haut.
- “Chargement 2” : champ biaxial de pré-contrainte $\sigma_{eq}^2 = 26.9$ kPa et $r_2 = 3.75$.

Le second cas de chargement biaxial de pré-contrainte est identifié par une méthode inverse (Richard 1999) à partir des résultats expérimentaux : En effet, la collaboration présentée plus haut (paragraphe 3.4) a conduit le chirurgien Julien Pauchot à pratiquer au décours de l'abdominoplastie, une simulation de plaie rectangulaire avec perte de substance sur un explant préalablement repositionné dans sa configuration telle que *in vivo*. La perte de substance a provoqué un relâchement des contraintes dans le tissu et une rétraction du tissu (Remache et al. 2011). L'identification utilise l'algorithme de Levenberg-Marquardt (Levenberg 1944, Marquardt 1963) pour choisir le champ de pré-contrainte qui minimise la différence entre les dimensions initiales de la perte de substance et celles du défaut quand l'état de pré-contrainte est appliqué (figure 10.1.a). Les valeurs du champ biaxial de pré-contrainte sont : $\sigma_x^2 = 30$ kPa ; $\sigma_y^2 = 8$ kPa. La contrainte équivalente au sens de Von-Mises est alors $\sigma_{eq}^2 = 26.9$ kPa. Le rapport de biaxialité r vaut 3.75.

L'état des pré-contraintes retenu coïncide avec la première phase de la loi de comportement. Comme le décrit Chaudhry (Chaudhry et al. 1998) l'état de la peau reste à un niveau de déformations relativement faible et les contraintes augmentent

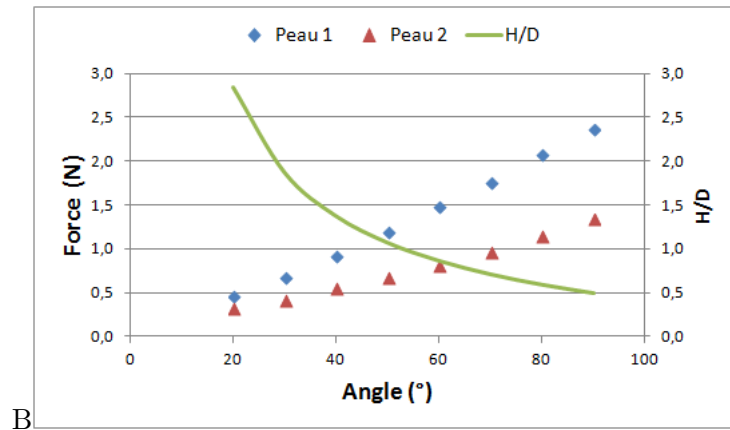


Figure 10.7.: L'effort de fermeture (et le rapport H/D) en fonction de la valeur de l'angle au sommet du lambeau pour les deux jeux de paramètres Peau 1 ($\mu^1 = 0.11$ MPa et $\alpha_0^1 = 9.00$) et Peau 2 ($\mu^2 = 0.03$ MPa et $\alpha_0^2 = 13.46$) sous pré-tension initiale "Chargement 1" ($\sigma_{eq}^1 = 5.1$ kPa et $r_1 = 5.5$)

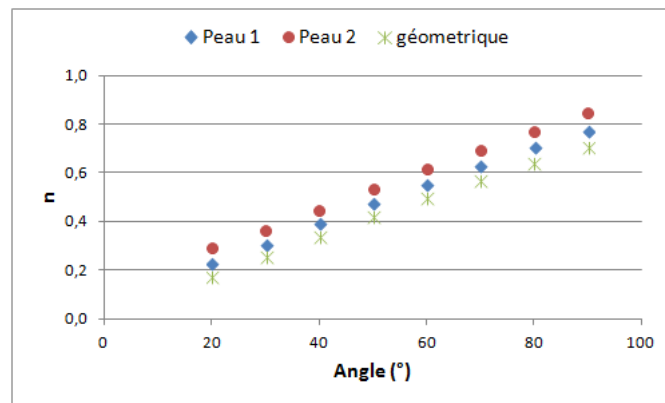


Figure 10.8.: Distance relative à suturer en fonction de la valeur de l'angle au sommet du lambeau dans 3 cas : les deux modèles prenant en compte l'élasticité de la peau (Peau 1 et Peau 2) et le "chargement 1" de pré-tension, d'une part et le modèle géométrique (peau rigide), d'autre part.

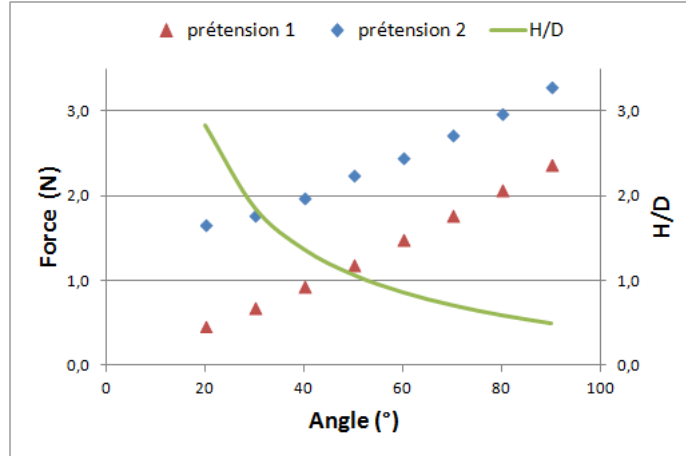


Figure 10.9.: Force de fermeture (et rapport H/D) en fonction de la valeur de l'angle au sommet pour le jeu de paramètres (Peau 1) : ($\mu^1 = 0.11$ MPa and $\alpha_0^1 = 9$) et les 2 cas de chargement de pré-tension. ("Chargement 1" : $\sigma_{eq}^1 = 5.1$ kPa et $r_1 = 5.5$ et "Chargement 2" : $\sigma_{eq}^2 = 26.9$ kPa et $r_2 = 3.75$)

très lentement quand la déformation augmente. A ces niveaux de chargement, la Peau 1 est plus rigide que la peau 2 (figure 10.6.b).

Un seul jeu de paramètres (Peau 1) et deux niveaux de chargement initial ont été utilisés pour calculer la force de fermeture au sommet du lambeau (figure 10.9) pour différentes valeurs de l'angle α entre 20° et 90° .

10.4.6. Choix du nœud de suture critique (quatrième point de suture)

Le quatrième point de suture a été déterminé par le calcul dans le cas suivant :

- Géométrie du lambeau (angle au sommet) : 30°
- Paramètres : Peau 1
- Pré-contrainte : Chargement 1

L'effort de fermeture est calculé pour différents noeuds dans le voisinage de E_1 c'est à dire entre $\text{Inf.}(E_1)$ et $\text{Sup.}(E_1)$ (figure 10.9).

La distance algébrique $d(E_1, M)$ entre un point M et le point E_1 est mesurée et reportée avec une valeur négative quand le point M est plus près de $\text{Inf.}(E_1)$. Elle

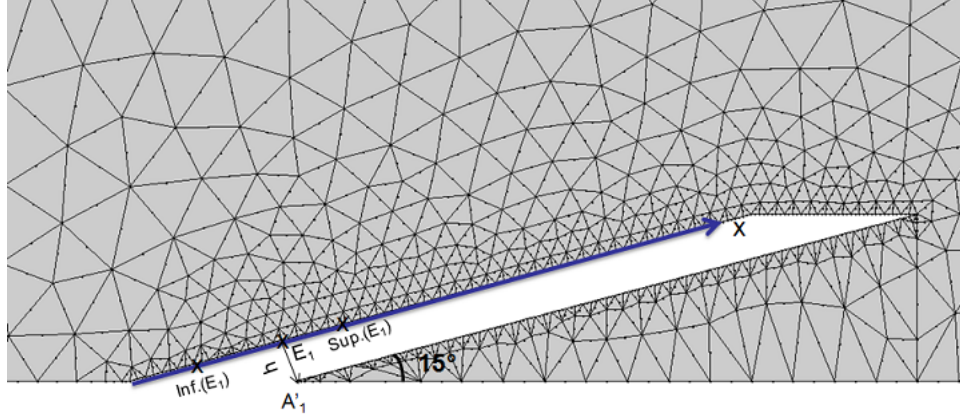


Figure 10.10.: Maillage montrant les noeuds à déplacer vers le sommet du lambeau A'_1

est reportée directement si M est plus près de $\text{Sup.}(E_1)$.

$$d(E_1, M) = \pm \sqrt{(xM - xE_1)^2 + (yM - yE_1)^2} \quad (10.3)$$

où (xM, yM) et (xE_1, yE_1) sont respectivement les coordonnées de M et E_1 . La distance algébrique est positive quand M appartient à l'arc $(E_1; \text{Sup.}(E_1))$ et négative quand elle appartient à $(\text{Inf.}(E_1); E_1)$. Le nœud déplacé vers le sommet du lambeau est appelé "nœud de suture" (ou nœud maître de suture).

A partir du calcul dit "de référence" (angle au sommet du lambeau égal à 30° , Peau 1 et Chargement 1), l'influence du choix du nœud de suture sur le calcul de l'effort de fermeture a été analysée numériquement. La figure 10.11 montre la valeur de l'effort nécessaire pour déplacer séparément les différents nœuds dans le voisinage de E_1 (situés le long du segment $[\text{Inf.}(E_1); \text{Sup.}(E_1)]$) vers le nœud A'_1 en fonction de leur distance à E_1 .

La figure 10.11 fait apparaître pour le cas du lambeau de 30° et les paramètres Peau 1 et Chargement de pré-contrainte 1, un minimum au nœud $M_m(-5.15 \text{ mm}, 1.55 \text{ N})$ situé à environ 5 mm de la projection orthogonale du sommet du lambeau sur la berge opposée (c'est à dire E_1) et en avant du sommet du lambeau. L'effort de fermeture correspondant vaut alors 1.55 N tandis qu'en suturant au niveau de E_1 , l'effort vaut 1.78 N.

Dans le but de trouver ce point du suture "critique" pour les différentes géométries de lambeau (différents angles entre 20 et 60°), la méthode a été implémentée

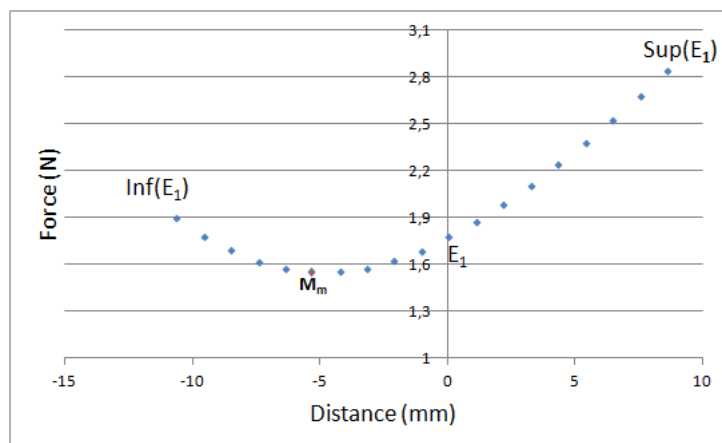


Figure 10.11.: Effort de fermeture nécessaire pour déplacer les nœuds dans le voisinage de E_1 vers A'_1 en fonction de leur distance à E_1

dans un deuxième cas décrit ci-dessous :

- Paramètres : Peau 2
- Pré-contrainte : Chargement 1

Le programme sous Ansys® a été paramétré dès la définition de la géométrie du modèle par éléments finis pour permettre une résolution automatique des différentes géométries de lambeau. L'algorithme permettant ce traitement automatique est construit à partir de commandes développées sous Matlab® pour alimenter le fichier d'entrées paramétrant le modèle par éléments finis et interprétant les fichiers de sortie d'Ansys® pour déterminer automatiquement le maillage du modèle puis les déformations issues de la pré-contrainte du domaine, les nœuds concernés par la suture et enfin, les résultats issus du calcul de l'ensemble des nœuds dans le voisinage de la projection orthogonale de A'_1 sur la berge opposée. L'algorithme correspondant est présenté ci-dessous (figure 10.12). Les résultats obtenus sont reportés sur la figure 10.13.

Les efforts calculés (R_{mini} et R_{ortho}) pour joindre indépendamment les nœuds dans le voisinage du projeté orthogonal du sommet du lambeau sur la berge opposée sont reportés sur le tableau présenté par la figure 10.14 . Le gain relatif en effort apporte un réel confort au patient en diminuant de quelques pourcents l'amplitude de l'effort nécessaire à la fermeture de la plaie.

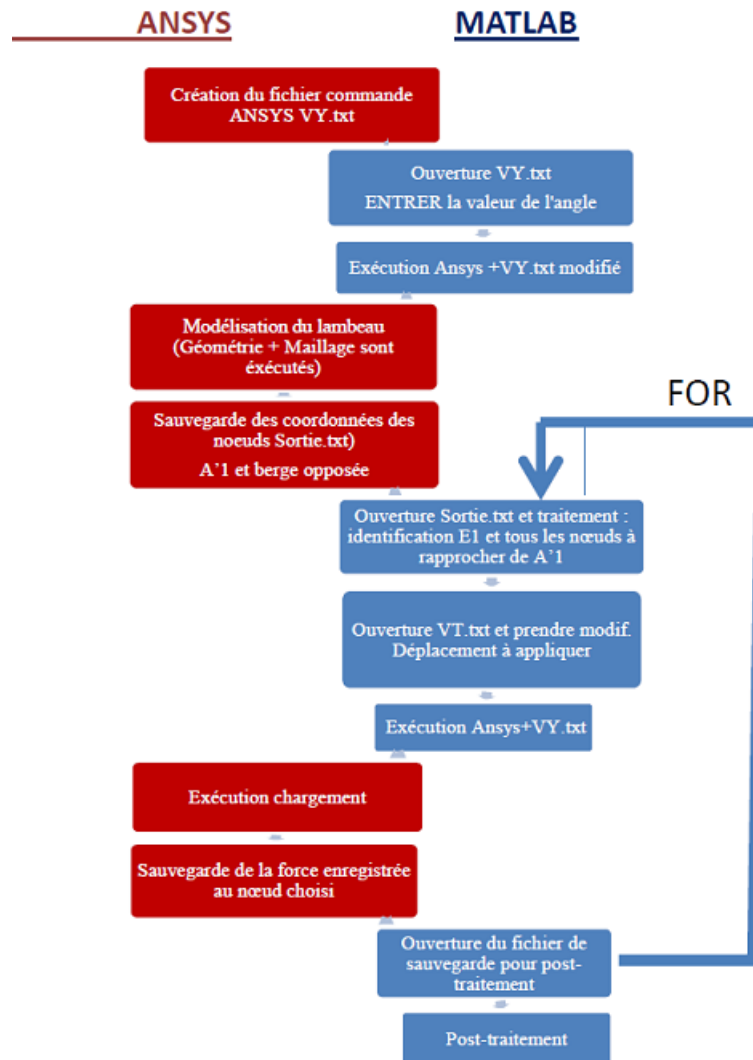


Figure 10.12.: Algorithme du modèle de calcul de l'effort de suture au 4ème point paramétré.

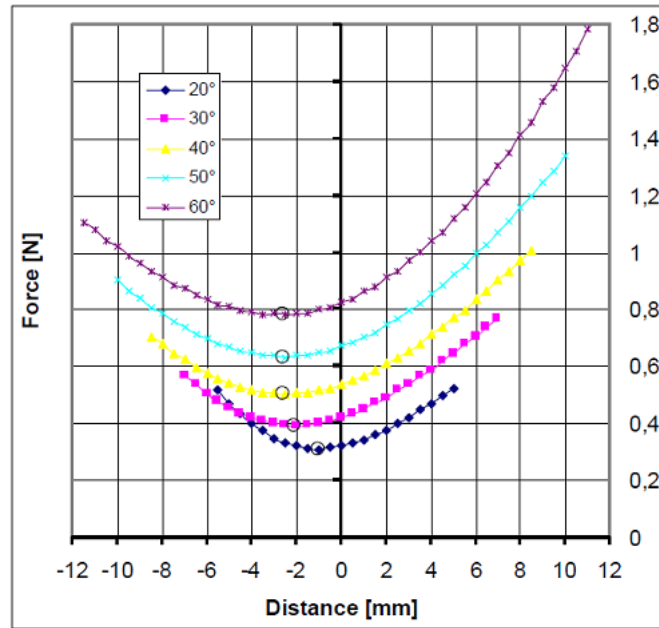


Figure 10.13.: Effort de fermeture nécessaire pour déplacer les nœuds dans le voisinage de E_1 vers A'_1 en fonction de leur distance à E_1 pour les différentes géométries de 20° à 60° .

Angle $\theta(^\circ)$	20	30	40	50	60
$h(\text{mm})$	3,47	5,17	6,84	8,45	9,23
$h'(\text{mm})$	5,93	7,37	9,02	10,68	12,33
$R_{\text{ortho}}(\text{N})$	0,32	0,42	0,54	0,67	0,83
$R_{\text{mini}}(\text{N})$	0,31	0,39	0,50	0,63	0,78
$\Delta R/R(\%)$	3,13	7,14	7,41	5,97	6,02

Figure 10.14.: Tableau récapitulatif des résultats montrant le gain en effort correspondant au choix du nœud critique de suture de préférence au projeté orthogonal du sommet du lambeau.

10.4.7. Extension préliminaire et suture du lambeau

A partir du calcul de référence (angle au sommet de 30° , Peau 1 et Chargement 1), le lambeau a été préalablement étiré puis suturé.

Les phases sont modélisées comme suit :

- Une fois le chargement biaxial appliqué (figure 10.15.a), le lambeau est étiré dans sa longueur en déplaçant le nœud A'_1 dans la direction horizontale (figure 10.15.b) Alors, le nœud A'_2 est contraint à zéro déplacement, la nouvelle hauteur du triangle est H_2 et l'étirement vaut H_2-H_1 .
- Le nœud le plus près de la projection orthogonale de A'_2 (figure 10.15.c) sur la berge opposée est appelée " E_2 " et déplacé vers A'_2 . Enfin, l'effort de fermeture est calculé au nœud E'_2 (figure 10.15.d).
- Toutes ces phases de la modélisation sont répétées pour chaque étirement du lambeau de 2,5 mm à 15 mm avec un pas 2,5 mm. A chaque itération, le déplacement de A'_1 vaut $\|A'_1 A'_2\|=H_2-H_1$.

Les forces résultant de l'étirement du lambeau sont extraites au nœud sommet du lambeau et, après la jonction $E'_2 A'_2$, les forces de fermeture en E'_2 sont évaluées.

La figure 10.16 montre d'une part la force d'extension au nœud A'_2 (carrés bleus) pour chaque étirement (H_2-H_1) et d'autre part l'effort résultant au nœud E'_2 pour le déplacement de E'_2 vers A'_2 . L'effort d'extension calculé en A'_2 appelé $F(A'_2)$ augmente en fonction de l'amplitude de l'étirement tandis que la force résultante en E'_2 appelée $F(E'_2)$ décroît. Il faut cependant faire attention à ne pas conclure trop vite car les directions des efforts ne sont pas identiques pour les deux phases de sollicitation.

10.5. Analyse numérique du lambeau d'avancement V-Y

L'étude a montré, comme cela était prévisible, que l'effort de fermeture est plus grand si la valeur de l'angle au sommet est plus élevée ou si la pré-tension est plus forte ; c'est à dire si la peau est dans un état plus tendu. Le premier point est cohérent avec l'analyse géométrique du lambeau (Pauchot et al. 2013) considérant la

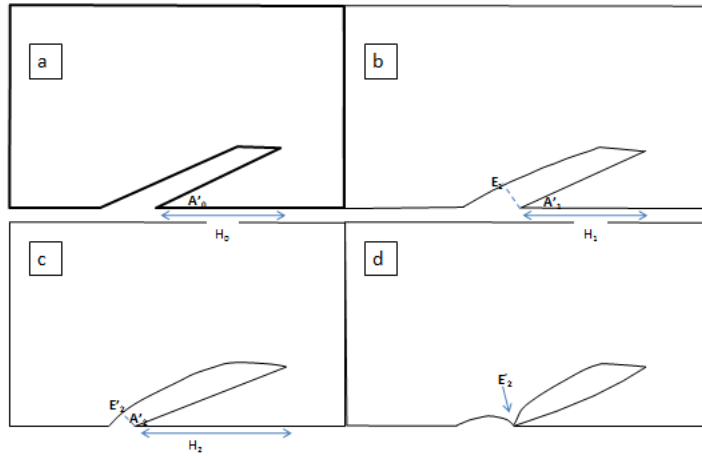


Figure 10.15.: Quatre principales étapes de la modélisation de la suture du lambeau d'angle au sommet 30° ; a : Etape initiale ; b : étape préliminaire correspondant au pré-chargement ; c : étape d'extension ; d : Fermeture

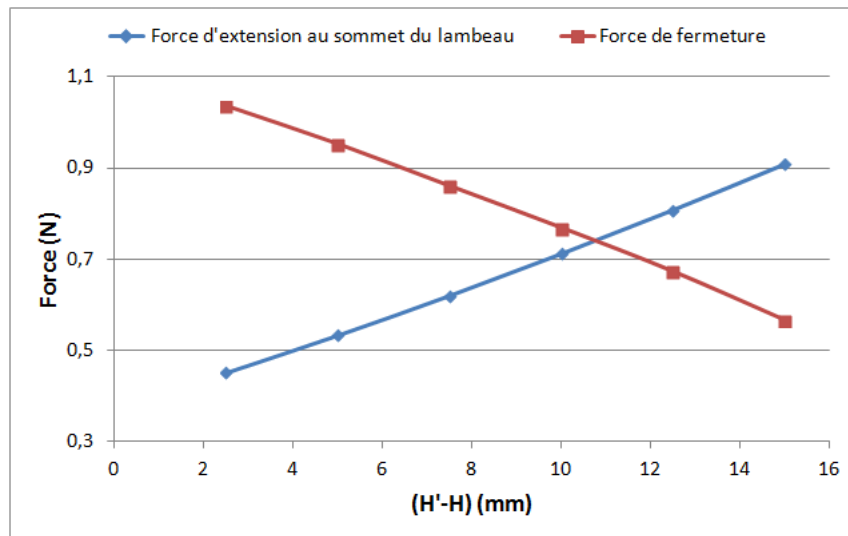


Figure 10.16.: L'effort $F(A'_2)$ nécessaire pour étirer le lambeau (carrés Bleus) et effort de fermeture résultant $F(E'_1)$ nécessaire pour déplacer E'_1 vers A'_1 (triangles rouges) en fonction de l'étirement (H_2-H_1) .

peau environnante et le lambeau comme rigide. La présente analyse prend en compte l'élasticité de la peau, son aptitude à la déformation et montre que la largeur de la plaie à suturer n'est pas nécessairement le facteur le plus important au regard des efforts de fermeture comme l'analyse géométrique le prévoit. En effet, en comparant les deux simulations correspondant aux Peaux 1 et 2 et aux deux états de pré-tension Chargements 1 et 2, l'analyse met en évidence un effort de fermeture plus faible avec la peau plus rigide à cause de la pré-tension initiale du tissu. Ce second point est déjà intégré par le chirurgien qui adapte sa pratique clinique à la localisation de la plaie. De plus, même si la peau est chargée en pré-tension, la valeur de l'effort de fermeture peut être faible en particulier lorsque la peau est extrêmement souple. En conséquence, l'élasticité de la peau est un facteur déterminant pour quantifier l'effort de fermeture. Le chirurgien teste en général le tissu pour étirer le lambeau avant de suturer ([Lister & Gibson 1972](#)) et prend ainsi avantage de l'élasticité également pour le choix de la géométrie du lambeau. Si la peau est très souple, l'effort de fermeture dépend faiblement de la valeur de l'angle au sommet du lambeau, permettant ainsi au chirurgien de choisir un lambeau court (grand angle) : La suture n'engendre pas d'effort trop important une fois la suture effectuée et la contrainte de tension reste à un niveau acceptable. Habituellement, après qu'il ait décidé d'utiliser cette technique du lambeau d'avancement V-Y, le chirurgien opte pour un compromis entre la taille du lambeau et l'effort de fermeture. Parfois, par exemple si la peau est très rigide et tendue, le chirurgien construit un lambeau très long (angle voisin de 20°) pour être certain de pouvoir fermer la plaie tout en évitant une nécrose.

Par ailleurs, l'étude a montré que le nœud à joindre au sommet du lambeau n'est pas celui qui est le plus proche de ce sommet. Il est situé à quelques millimètres en avant du sommet du lambeau. Ceci contredit ce qui est prédit par l'analyse géométrique : à savoir que l'effort minimal est obtenu quand la distance à suturer est minimale. Le modèle conduit à déterminer un nœud optimal d'un point de vue de l'effort de fermeture au sommet du lambeau. Ce nœud (M_m) le long de la berge à rapprocher du sommet du lambeau est situé à environ $1/3$ de la distance entre E_1 et le sommet du complémentaire du lambeau avant la mobilisation de celui-ci ou encore environ la distance h de la largeur à suturer. Ce résultat est cohérent avec l'expérience du chirurgien qui consiste à préalablement étirer le tissu cutané et à choisir un point sur la berge au droit du sommet du lambeau étiré. Ce point de suture "optimal" confirme que l'évaluation du chirurgien, qualitative et empirique, est satisfaisante. Toutefois, bien que mené sur plusieurs géométries d'angle compris entre 20 et 60° , le présent calcul s'appuie sur des conditions arbitrairement choisies.

La méthode pourrait être réitérée pour différentes conditions probables en terme de paramètres de peau et de pré-tension.

Dans le cas du lambeau d'angle au sommet égal à 30° et des paramètres Peau 1 et Chargement de pré-tension 1, la comparaison des valeurs des efforts obtenus numériquement pour joindre au sommet du lambeau, d'une part le point E_1 et d'autre part le point M_m "optimal" montre un gain d'environ 14% ($F(M_m) = 1.55$ N et $F(E_1) = 1.8$ N). Ce peut être considéré comme faible mais cela apporte un confort au patient intéressant et évite possiblement des complications. En prenant en compte le fait que le lambeau se rétracte à cause de la relaxation du champ de pré-tension, ce point de suture "optimal" correspond à la projection du sommet du lambeau sur la berge opposée si le sommet ne recule pas à cause de la pré-tension. Quand le chirurgien remplace le sommet du lambeau dans sa position originelle et choisit le point sur la berge opposée le plus près du sommet, il utilise sans le savoir ce résultat. Noter que dans le second calcul paramétré (Peau 2 et Chargement 1), les valeurs d'effort sont plus faibles et le gain également.

La figure 10.16 montre que l'effort d'étirement est proportionnel à l'étirement lui-même et l'effort de suture résultant varie inversement proportionnellement à l'étirement. Il n'est cependant pas facile de trouver un compromis entre l'effort d'étirement du lambeau et l'effort de fermeture correspondant à cause des directions de ces forces qui ne sont pas identiques. Cependant, l'étirement du lambeau réduit la largeur de la plaie et donc réduit l'effort de fermeture même si l'étirement mobilise aussi une force. A partir du lambeau d'angle au sommet égal à 30° et en choisissant d'analyser l'intensité de ces efforts dans le cas particulier où les courbes de la figure 10.16 se croisent, c'est à dire pour un étirement préalable de 6.6 mm, les efforts d'étirement et de fermeture valent respectivement 0.58 N et 0.9 N. Si l'on prend en compte la direction des forces résultantes, on peut conclure que l'effort cumulé ne peut excéder l'addition scalaire de 0.58 N et 0.9 N soit 1.48N qui reste inférieur à la valeur obtenue directement par une suture sans extension au droit du sommet du lambeau (1.78 N). Cela intéresse le chirurgien qui essaie de réduire les contraintes de tension dans le tissu pour éviter les risques de nécrose ; ce qui est primordial car si une nécrose apparaît autour de la suture, la cicatrisation est immédiatement arrêtée. Enfin, l'étude numérique appuie le choix du chirurgien et objective son libre-arbitre même si la pratique clinique tient compte d'autres facteurs aussi importants.

10.6. Conclusion

Dans cette étude numérique par éléments finis, le rôle de l'élasticité de la peau a été mis en évidence quant au choix de l'angle au sommet du lambeau d'avancement V-Y. Deux techniques de suture au sommet du lambeau ont été évaluées numériquement pour un angle au sommet de 30° , cas le plus fréquemment pratiqué. Les 2 méthodes tendent à minimiser l'état de contrainte au sommet du lambeau et sont comparées d'un point de vue mécanique. L'intérêt de la méthode a été démontré et pourrait pousser les praticiens à utiliser les outils nécessaires pour évaluer quantitativement les paramètres élastiques et le champ de tension naturelle de la peau avant l'intervention pour optimiser ensuite par un calcul numérique et déterminer les paramètres géométriques les plus adaptés d'un point de vue mécanique. Le choix final restera la décision du chirurgien car d'autres facteurs médicaux peuvent prédominer.

Conclusion générale

L'étude qui est présentée dans ce mémoire constitue la synthèse d'un travail que j'ai réalisé entre décembre 2009 et juin 2013. J'ai abordé le comportement mécanique de la peau par le biais de plusieurs angles qui m'ont conduit à utiliser des chemins différents.

Tout d'abord, l'angle de la modélisation numérique :

Chronologiquement, la thèse a été initiée par la modélisation géométrique du lambeau d'avancement V-Y dans le but d'optimiser cette géométrie au travers des dimensions du lambeau pour couvrir une plaie avec perte de substance. Le modèle géométrique s'est avéré insuffisant pour prendre en compte l'élasticité du tissu et le comportement non linéaire de la peau a été intégré dans un code de calcul par éléments finis pour mener une étude numérique à partir d'un modèle hyperélastique et déterminer les efforts nécessaires à la fermeture du lambeau V-Y. Ces travaux ont fait l'objet de publications dans des revues médicales et de biomécanique et ont été présentés lors de l'Habilitation à Diriger des Recherches du Dr Julien Pauchot (Chirurgie Orthopédique, Traumatologique et Plastique, Réadaptation fonctionnelle). L'observation du relâchement de la plaie rectangulaire a permis d'identifier numériquement par méthode inverse les composantes d'un champ de contraintes initiales appelé tension initiale. L'anisotropie et la quasi-incompressibilité du comportement de la peau ont été prises en compte en choisissant un modèle de comportement de type Holzapfel, Gasser, Ogden et en l'implémentant dans un code de calcul sous l'interface ANSYS®. Les résultats obtenus ont été étudiés et interprétés à la lumière des observations des auteurs du modèle initialement développé pour décrire le comportement de tissus cardiaques. Des comparaisons des résultats obtenus avec ceux provenant de ABAQUS ont permis de valider l'outil numérique obtenu sous ANSYS®USERMAT. Quelques différences minimales sauf en cisaillement sont dues à la prise en compte d'un coefficient d'incompressibilité très faible mais non nul dans la modélisation. La spécificité du modèle conduit à un effet de structure provoquant un gonflement de l'éprouvette quand le chargement augmente. L'outil numérique développé est maintenant opérationnel pour réaliser des simulations de chargement

de traction et a pu être utilisé pour les simulations des essais réalisés.

Par ailleurs l'angle de la caractérisation expérimentale qui a fortement évolué au cours de la thèse. Commenant par accompagner M. Julien Pauchot lors de mesures de forces mécaniques nécessaires pour suturer une plaie simulée *ex vivo* dans la salle d'opération, sur explant provenant d'une abdominoplastie, immédiatement après l'opération, le protocole expérimental a été largement corrigé pour améliorer la manipulation du tissu en particulier lors de la remise en tension et lors de la découpe *ex vivo*. Un dispositif de remise en tension a été conçu et fabriqué spécifiquement pour la réalisation des essais *ex vivo* avec remise en tension de l'explant assistée d'un logiciel interactif de visualisation des déformations. Ces expériences ont également été menées dans le cadre d'une collaboration avec les services de chirurgie du CHRU de Besançon. Les protocoles de l'ensemble des essais effectués ont respecté la réglementation éthique et ont reçu le consentement éclairé et préalable des volontaires. L'autorisation de réaliser ces essais au département de mécanique appliquée de l'Institut FEMTO-ST a été obtenue sous réserve d'appliquer à la lettre le protocole mis en place spécifiquement pour les essais *ex vivo*. Des dispositifs d'extensiométrie développés au laboratoire par Eric Joseph (Ingénieur de recherche) ou en collaboration avec le laboratoire par Zdenek Lochman (doctorant à l'Université Technique de Liberec république tchèque) et adaptés à des mesures *in vivo* non invasives ont été utilisés sur une cohorte de volontaires sains et également sur des patientes devant subir une abdominoplastie (*in vivo* avant l'opération et *ex vivo* après l'intervention). Les dispositifs expérimentaux utilisés ont notamment permis l'enregistrement des réponses contraintes – déformations au cours de tests d'extension *in vivo* sous différentes configurations angulaires, d'intensité et pour diverses localisations corporelles. Les tests *ex vivo* ont quant à eux visé la détermination de l'état de contrainte initiale par la mesure des forces nécessaires à la remise en tension d'explants.

Les essais de structure ont été simplifiés pour identifier les paramètres de lois de comportement tirées de la littérature et implémentées sous l'interface utilisateur du logiciel ANSYS®. L'identification des paramètres caractéristiques des zones cutanées testées a été réalisée grâce au logiciel d'identification par méthode inverse MIC2M développé il y a quelques années au laboratoire par Fabrice Richard. Des résultats systématiques sont présentés concernant les paramètres du modèle d'Ogden. La méthode d'identification a été appliquée au modèle hyperélastique anisotrope type Holzapfel-Gasser-Ogden pour des essais réalisés sur une peau dans les 3 directions de chargement 0°, 45° et 90°.

Au final, en s'appuyant sur l'instrumentation portative développée au laboratoire pour faire des essais d'extensiométrie *in vivo*, le travail présenté dans cette thèse rassemble les moyens expérimentaux et numériques nécessaires à la caractérisation du comportement hyperélastique et anisotrope de la peau humaine *in vivo*. Il est désormais possible de répondre de façon beaucoup plus satisfaisante aux besoins de caractérisation mécanique de la peau exprimés par la communauté médicale et chirurgicale, en particulier pour personnaliser les planifications pré-opératoires notamment dans le cas du lambeau d'avancement V-Y : Les essais personnalisés *in vivo* préalables à l'intervention pour identifier les paramètres mécaniques du modèle hyperélastique anisotrope, associés au suivi du relâchement des tissus au moment de l'incision du tissu pour déterminer le champ de contraintes initiales présents *in vivo* permettent maintenant d'optimiser les dimensions du lambeau pour la situation personnelle réellement traitée.

Plus généralement, ces travaux relèvent le défi posé par la très forte variabilité du comportement mécanique de la peau, à nouveau constatée au cours de cette thèse, en fournissant les outils nécessaires à des mesures personnalisées et localisées au moyen de tests *in vivo* rapides et non invasifs. Les applications potentielles dépassent le cadre chirurgical et s'étendent notamment à la cosmétique. L'intégration des propriétés viscoélastiques de la peau dans les mesures et les modèles utilisés constitue une perspective accessible à relativement court terme.

Annexe A

Protocole et formulaires d'autorisation

Le document qui suit décrit le protocole prévu pour la réalisation de tests mécaniques sur peau humaine *ex vivo*. concernant l'étude : Essais mécaniques sur prélèvements de tissus cutanés humains - Thématique comportement mécanique et physico-chimique des tissus vivants département de mécanique appliquée de Femto-ST

A.1. Objectifs de l'étude :

Ces essais sur tissus *ex vivo* visent la détermination des propriétés mécaniques de lambeaux de peau.

Il s'agit ici de mener une investigation sur des tissus cutanés humains frais. Les tests mécaniques envisagés sont les suivants :

- Caractérisation mécanique du tissu : relation contrainte déformation et détermination d'un état de contrainte naturelle du tissu *in vivo*. essais avec extensiomètre.
- Identification du champ de contraintes mécaniques : acquisition par méthode optique de la réponse du tissu *ex vivo* à des incisions.

A.2. Locaux prévus :

Les test seront réalisés au département de mécanique appliquée de l'institut Femto-ST.

Personnes habilitées à réaliser les tests et manipulations : Eric Joseph – Djamel Remache – Julien Pauchot (chirurgien) - Emmanuelle Jacquet - Jérôme Chambert - Patrick Sandoz

A l'entrée dans la pièce dédiée, et exclusivement à l'intérieur de la pièce dédiée, les utilisateurs doivent porter blouse gants charlotte et écran facial.

Aucune boisson ou nourriture ne doit être consommée sur place.

Les manipulateurs doivent se laver les mains avant leur sortie de la pièce après avoir décontaminé celle-ci.

Tout accident lors des manipulations (coupures, égratignures,...) doit être consigné par écrit dans un cahier de manipulation.

Avant de quitter les locaux il convient de nettoyer et désinfecter les outils et surfaces ayant été utilisées ou souillées. (cf partie VII)

Le matériel ayant servi aux manipulations doit être désinfecté avant de sortir de la pièce dédiée. Le matériel doit être le plus possible à usage unique et éliminé avec les déchets biologiques

Les déchets occasionnés par les manipulations seront déposés dans des poubelles prévues à cet effet. (Les déchets de tissus humains doivent être conservés dans le congélateur jusqu'au moment de les évacuer du laboratoire (cf. partie VI)

A.3. Prélèvement :

Il s'agit de prélèvement de déchets opératoires récupérés au décours d'abdominoplasties réalisées dans le service de chirurgie plastique et traumatologique du CHU de Besançon. Les patients volontaires sont des patients majeurs, qui ne sont pas sous tutelle et bénéficiant de la couverture de la sécurité sociale. Ils sont informés la veille de l'opération par un chirurgien des objectifs et de l'utilisation faite du prélèvement et signent un formulaire de non opposition et un accord pour la sérologie (consentement éclairé d'exploitation des déchets opératoires non obligatoire). Le prélèvement est réalisé par le chirurgien. L'acceptation ou le refus par le patient ne modifieront en rien le geste chirurgical initialement prévu.

Seuls les tissus sains (non contamination (virus HIV, Hépatite B et C)) seront utilisés pour cette étude.

Conservation – Transport et Préparation

A.4. L'approvisionnement :

Le résidu opératoire d'abdominoplastie est transmis aux personnes impliquées dans l'étude (chirurgien et chercheur en mécanique) en respectant un triple emballage, c'est-à-dire dans un sachet plastique fermé lui-même glissé dans un deuxième sachet étanche ; ce sachet est alors placé dans un récipient rigide fermé et isolé thermiquement pour ralentir l'évolution potentielle des tissus directement au sortir de la

A.5 La préparation :

salle d'opération. (glacière « blanche » réservée strictement à cet usage). Une autre glacière « grise » est prévue pour le transport des déchets occasionnés par les tests préalablement placés dans un container prévu à cet effet.

A.4.0.1. Le transport :

La glacière est transportée en véhicule de service (Femto-ST) depuis le CHRU (quartier les Hauts de Chazal 25000 Besançon) jusqu'au département de mécanique appliquée de Femto-ST (24 rue de l'építaphe 25000 Besançon). Un ordre de mission signé du directeur de département de mécanique appliquée de Femto-ST (M. Guy Monteil) précise les conditions de réalisation de ce transport (Cf annexe 1)

A.5. La préparation :

Dans un premier temps, les tests sont réalisés sur explants immédiatement après leur préparation. La préparation consiste à retendre l'explant dans des conditions proches de l'état *in vivo* grâce à un dispositif spécifique prévu à cet effet.

L'explant est partagé en deux zones, l'une pour supporter des mesures mécaniques à l'aide d'un dispositif d'extension instrumenté, l'autre destinée à une analyse des lignes de clivage de la peau à partir d'incisions dans différentes directions. Une phase d'investigation *in vivo* préliminaire sera réalisée sur le patient la veille de l'opération chirurgicale (Service chirurgie plastique et reconstructrice Pr Tropet - Dr. Julien Pauchot)

A.6. L'évacuation :

Les déchets issus des tests mécaniques sont regroupés dans un contenant normalisé déchets DASRI et rejoignent le circuit habituel prévu pour l'évacuation des déchets. Le faible volume de ces déchets ne nécessite pas l'ajout d'un ramassage particulier.

A.7. Mode opératoire – Outils utilisés :

Les outils utilisés sont classés en 3 catégories :

Type 1 : Outils de découpe (scalpel, bistouri électrique, bistouri Ultra-sons, aiguilles de suture, dermatome) et outils mécaniques (tournevis, clés, règle) et matériels spécifique (dispositif de retension, extensiomètres).

Type 2 : Machine d'essais et électronique et pilote informatique - Caméra et appareil photo. Clavier. Cahier de laboratoire et stylo.

Type 3 : Produits jetables (instruments tranchants, aiguilles, colle, champ de protection.

Les manipulateurs doivent impérativement travailler en binôme. L'un est affecté à la manipulation des tissus et outils de type 1 et produits jetables nous l'appellerons manipulateur A. L'autre n'intervient que sur les matériels de type 2, ce sera le manipulateur B.

Le manipulateur A porte une blouse un masque (écran facial) et des gants latex (Grosseron marquage CE EN 374-2) pour les manipulations (gants anti-coupure) et gants néoprène (Grosseron marquage CE EN 388 : 3-1-2-1 AQL : 0.65 (EN374)) pour le nettoyage. Il n'intervient pas sur les matériels de type 2.

Le manipulateur B n'intervient pas sur les matériels de type 1, ni sur l'explant.

- la préparation des échantillons
- les essais (remise en tension, incisions et mesures d'extensiométrie)
- la prise de l'image de toutes les étapes des essais
- le démontage des appareils utilisés sur l'explant

les matériels sont nettoyés désinfectés et rangés selon le protocole détaillé plus loin.

Evacuation des déchets après manipulation.

Une fois les mesures effectuées, les tissus ayant servi à la manipulation sont jetés ainsi que les outils jetables (type 3 non tranchants) utilisés lors des manipulations et rejoignent les déchets issus de résidus opératoires. Les outils jetables tranchants ou piquants (aiguilles scalpel) sont placés dans une boîte rigide spécifique. les déchets sont regroupés dans un container normalisé jaune identique à celui utilisé au CHU préalablement obtenu par l'intermédiaire de l'hôpital et réservé à cet effet (déchets opératoires) Le container est ensuite rapporté à l'hôpital ou à l'UFR SMP pour rejoindre le circuit d'évacuation de ces déchets (cheminement classique des déchets destinés à être incinérés).

Nettoyage des matériels et locaux ayant servi à l'étude

Le manipulateur A se charge du nettoyage des matériels et locaux. Il porte une blouse imperméable, un masque des lunettes de protection et des gants. Il n'intervient pas sur les matériels de type 2

Les éprouvettes et résidus de déchets opératoires sont évacués dans une poubelle réservée aux déchets biologiques. Les matériels jetables rejoignent la poubelle des déchets d'opération.

Les matériels de type 1 (réutilisables) sont :

- essuyés puis rincés à l’eau et immergés dans une solution détergente
- à nouveau rincés à l’eau du réseau • nettoyés à l’aide d’une solution détergente avec action mécanique
- désinfectés par immersion dans une solution alcoolique (ethanol)
- rincés à l’eau du réseau • séchés par soufflage d’air
- rangés dans une boîte spécifique.

Les matériels de type 2 sont essuyés à l’aide d’un linge jetable imbibé légèrement d’une solution alcoolique.

Les paillasses utilisées et les sols et surfaces souillées sont nettoyées à l’aide de linge jetable imbibé d’une solution détergente puis désinfectées à l’aide du produit Surfanios Premium dilué à 0.25% (20ml pour 8litres d’eau) par application d’un linge jetable imbibé de produit.

A.8. ordre de mission pour le transport des tissus humains.

Emmanuelle Jacquet
Djamel Remache
Département de mécanique appliquée
Institut Femto-ST
24 rue de l’építaphe
25000 Besançon

Des essais mécaniques sur explants provenant d’abdomino-plasties sont prévus d’être réalisés au département de mécanique appliquée de l’institut de recherche FEMTO-ST,

le.....

Pour ce faire, Djamel Remache doit transporter du matériel humain exempté de risques de contamination. Aussi je l’autorise à utiliser le véhicule de service de l’institut (immatriculation) ou son véhicule personnel pour ce transport dans les conditions requises c’est à dire le matériel est transporté dans un sachet plastique fermé lui-même glissé dans un deuxième sachet étanche et ce sachet est placé dans un récipient rigide fermé (type glacière)

Guy Monteil
Directeur du département de mécanique appliquée
FEMTO-ST
Fait à Besançon, le

CONFIDENTIEL

CONVENTION DE CESSIION DE DECHETS OPERATOIRES

INFORMATIONS DU PATIENT ET FORMULAIRE DE CONSENTEMENT A L'UTILISATION DES DECHETS OPERATOIRES A DES FINS DE RECHERCHE SCIENTIFIQUE

Ce document est remis au patient avec un double dans son dossier. Il doit être signé par le patient.

Madame, Monsieur,

Nous allons réaliser une opération chirurgicale consistant à retirer un lambeau de peau. Cette intervention va produire un déchet opératoire qui habituellement est incinéré.

Ce déchet opératoire pourra, après accord de votre part, être utilisé après anonymisation pour la recherche médicale ou scientifique. Vous pouvez exprimer votre opposition à tout moment auprès du service.

Aucun examen de vos caractéristiques génétiques constitutionnelles ne sera réalisé.

Conformément à la loi N° 2004-800 du 6 août 2004, nous vous demandons votre consentement pour que les résidus non utilisés de vos prélèvements tissulaires et/ou cellulaires soient stockés et puissent permettre d'autres types d'études biomédicales. Il vous est rappelé que vous n'êtes pas obligé(e) d'accepter et que vous pouvez, à tout moment, décider la destruction de vos échantillons. Le secret médical sera respecté et les données recueillies seront analysées en respectant l'anonymat.

Conformément à la loi (art. 16-1 et 16-6 du Code civil), ce prélèvement ne pourra être cédé à titre commercial ni donner lieu à une rémunération à votre bénéfice. Il pourra être utilisé pour des recherches effectuées en partenariat avec un ou plusieurs organismes publics ou privés.

CONFIDENTIEL

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

De M. / Mme

(nom et prénom du patient)

Le Docteur chirurgien dans le service de chirurgie orthopédique, traumatologique et plastique du Professeur m'a informé(e) que dans le cadre de la recherche médicale ou scientifique, les résidus des prélèvements tissulaires et/ou cellulaires pourront être conservés au lieu d'être éliminés.

Il m'a précisé que je suis libre d'accepter ou de refuser. J'ai lu et bien compris les informations qui figurent dans le document « note d'information au patient » que l'on m'a remis, en particulier que la constitution d'échantillons ne changera en rien la nature et la qualité des soins qui me seront donnés.

J'accepte donc que les résidus de mes prélèvements tissulaires et/ou cellulaires soient conservés au lieu d'être éliminés et qu'ils soient utilisés pour toute recherche biomédicale. J'accepte aussi que ces échantillons puissent être transmis à d'autres équipes médicales et/ ou chercheurs, travaillant dans des laboratoires privés ou publics.

Si je le désire, je serai libre, à tout moment, de demander que ces échantillons stockés soient détruits.

Cadre réservé au service

Date d'information du patient :

Signature du patient,
Précédée de la mention "Lu et approuvé"

Signature du médecin

Annexe B

Tenseur des contraintes de Cauchy

Considérons un système de coordonnées coïncidant avec les directions principales des déformations, le tenseur gradient de la transformation s'exprime par :

$$\mathbf{F} = \begin{vmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{vmatrix} \quad (\text{B.1})$$

avec : $\lambda_i = 1 + \varepsilon_i$, et $i = 1, 2, 3$, les composantes ε_i sont les déformations principales de l'ingénieur. Le tenseur gradient de la transformation modifié s'obtient par la relation :

$$\bar{\mathbf{F}} = J^{-\frac{1}{3}} \mathbf{F}; \quad \text{avec :} \quad J = \det \mathbf{F} = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3; \quad (\text{B.2})$$

Le tenseur de Cauchy associé au tenseur gradient de déformations s'exprime par :

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F} = \begin{vmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{vmatrix} \quad (\text{B.3})$$

et le tenseur des contraintes de Cauchy modifié s'exprime par :

$$\bar{\mathbf{C}} = J^{-2/3} \mathbf{C} \quad (\text{B.4})$$

Pour un matériau incompressible, le Jacobien prend la valeur $J = 1$.

Le potentiel d'énergie de déformation HGO est défini par les équations :

$$\Psi_{\text{isoc}} = \frac{\mu}{2} (\bar{I}_1 - 1) + \frac{k_1}{2k_2} \left\{ \exp[k_2 (\bar{I}_4 - 1)^2] - 1 \right\} + \frac{k_3}{2k_4} \left\{ \exp[k_4 (\bar{I}_6 - 1)^2] - 1 \right\} \quad (\text{B.5})$$

et

$$\Psi_{\text{vol}} = \frac{1}{d}(J-1)^2 \quad (\text{B.6})$$

Les tenseurs du second ordre \mathbf{A} et \mathbf{B} , qui caractérisent les propriétés anisotropes du tissu, sont définis par :

$$\mathbf{A} = \mathbf{A}_1 = \mathbf{a}_{01} \otimes \mathbf{a}_{01}; \quad \mathbf{B} = \mathbf{A}_2 = \mathbf{a}_{02} \otimes \mathbf{a}_{02} \quad (\text{B.7})$$

Les tenseurs \mathbf{A} et \mathbf{B} s'expriment sous la forme :

$$\mathbf{A} = \begin{vmatrix} A_{11} & A_{12} & 0 \\ A_{21} & A_{22} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{vmatrix}; \quad \mathbf{B} = \begin{vmatrix} B_{11} & B_{12} & 0 \\ B_{21} & B_{22} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{vmatrix} \quad (\text{B.8})$$

Dans ce cas les invariants \bar{I}_1 , \bar{I}_4 , et \bar{I}_6 , du tenseur de Cauchy-Green droit modifié \mathbf{C} s'expriment par :

$$\bar{I}_1 = \text{Tr} \bar{\mathbf{C}} = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2; \quad \bar{I}_4 = \text{Tr}(\mathbf{C} \mathbf{A}^T) = A_{11} \lambda_1^2 + A_{22} \lambda_2^2; \quad \bar{I}_6 = \text{Tr}(\mathbf{C} \mathbf{B}^T) = B_{11} \lambda_1^2 + B_{22} \lambda_2^2 \quad (\text{B.9})$$

et leurs dérivées par rapport à $\bar{\mathbf{C}}$ s'expriment par :

$$\frac{\partial \bar{I}_1}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{I}; \quad \frac{\partial \bar{I}_4}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{A}; \quad \frac{\partial \bar{I}_6}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{B} \quad (\text{B.10})$$

Le second tenseur des contraintes de Piola-Kirchoff \mathbf{S} est calculé en substituant le potentiel d'énergie de déformation du modèle HGO. On obtient alors :

$$\begin{aligned} \mathbf{S} &= \mathbf{S}_{\text{vol}} + \mathbf{S}_{\text{isoc}} = 2 \frac{\partial \Psi_{\text{vol}}}{\partial \mathbf{C}} + 2 \frac{\partial \Psi_{\text{isoc}}}{\partial \mathbf{C}} \\ &= 2 \frac{\partial \Psi_{\text{vol}}}{\partial J} \frac{\partial J}{\partial \mathbf{C}} + 2 \frac{\partial \Psi_{\text{isoc}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} : \frac{\partial \bar{\mathbf{C}}}{\partial \mathbf{C}} \\ &= Jp \mathbf{C}^{-1} + 2J^{-2/3} \frac{\partial \Psi_{\text{isoc}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} : \left(\mathbb{I} - \frac{1}{3} \bar{\mathbf{C}} \otimes \bar{\mathbf{C}}^{-1} \right) \quad (\text{B.11}) \end{aligned}$$

A partir de ces équations, on obtient :

$$\mathbf{S} = Jp \mathbf{C}^{-1} + J^{-2/3} \text{Dev}[\bar{\mathbf{S}}] \quad (\text{B.12})$$

avec :

$$\bar{\mathbf{S}} = 2 \frac{\partial \Psi_{\text{isoc}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} \quad (\text{B.13})$$

osons :

$$\gamma_4 = \frac{\partial \Psi_{\text{isoc}}}{\partial \bar{I}_4} = k_1(\bar{I}_4 - 1)e^{k_2(\bar{I}_4 - 1)^2} \quad \text{et} \quad \gamma_6 = \frac{\partial \Psi_{\text{isoc}}}{\partial \bar{I}_6} = k_3(\bar{I}_6 - 1)e^{k_4(\bar{I}_6 - 1)^2} \quad (\text{B.14})$$

En utilisant les équations (B.9) et (B.13), l'équation (B.12) devient :

$$\bar{\mathbf{S}} = \mu \mathbf{I} + 2\gamma_4 \mathbf{A} + 2\gamma_6 \mathbf{B} \quad (\text{B.15})$$

ou sous forme matricielle :

$$\bar{\mathbf{S}} = \begin{vmatrix} \mu + 2\gamma_4 A_{11} + 2\gamma_6 B_{11} & 2A_{12}\gamma_4 + 2B_{12}\gamma_6 & 0 \\ 2\gamma_4 A_{21} + 2\gamma_6 B_{21} & \mu + 2\gamma_4 A_{22} + 2\gamma_6 B_{22} & 0 \\ 0 & 0 & \mu \end{vmatrix} \quad (\text{B.16})$$

Dans ce cas, le tenseur des contraintes de Cauchy s'exprime par :

$$\boldsymbol{\sigma}_{\text{vol}} = J^{-1} \mathbf{F} \mathbf{S}_{\text{vol}} \mathbf{F}^T = J^{-1} \mathbf{F} (Jp \mathbf{C}^{-1}) \mathbf{F}^T = p \mathbf{I} \quad (\text{B.17})$$

$$\bar{\boldsymbol{\sigma}} = J^{-1} \mathbf{F} \mathbf{S}_{\text{isoc}} \mathbf{F}^T = J^{-1} \bar{\mathbf{F}} \text{Dev}[\bar{\mathbf{S}}] \bar{\mathbf{F}}^T \quad (\text{B.18})$$

avec :

$$\text{Dev}[\bar{\mathbf{S}}] = \bar{\mathbf{S}} - (1/3) \text{Tr}(\bar{\mathbf{S}} \bar{\mathbf{C}}^T) \bar{\mathbf{C}}^{-1} \quad (\text{B.19})$$

soit :

$$\bar{\mathbf{S}} \bar{\mathbf{C}}^T = \begin{vmatrix} \lambda_1^2(\mu + 2\gamma_4 A_{11} + 2\gamma_6 B_{11}) & \lambda_2^2(2\gamma_4 A_{12} + 2\gamma_6 B_{12}) & 0 \\ \lambda_1^2(2\gamma_4 A_{21} + 2\gamma_6 B_{21}) & \lambda_2^2(\mu + 2\gamma_4 A_{22} + 2\gamma_6 B_{22}) & 0 \\ 0 & 0 & \mu \lambda_3^2 \end{vmatrix} \quad (\text{B.20})$$

Posons :

$$T = \text{Tr}(\bar{\mathbf{S}} \bar{\mathbf{C}}^T) = (\mu + 2\gamma_4 A_{11} + 2\gamma_6 B_{11}) \lambda_1^2 + (\mu + 2\gamma_4 A_{22} + 2\gamma_6 B_{22}) \lambda_2^2 + \mu \lambda_3^2 \quad (\text{B.21})$$

L'équation (B.19) devient :

$$\text{Dev}[\bar{\mathbf{S}}] = \begin{vmatrix} \mu + 2\gamma_4 A_{11} + 2\gamma_6 B_{11} - \frac{1}{3} \frac{T}{\lambda_1^2} & 2\gamma_4 A_{12} + 2\gamma_6 B_{12} & 0 \\ 2\gamma_4 A_{21} + 2\gamma_6 B_{21} & \mu + 2\gamma_4 A_{22} + 2\gamma_6 B_{22} - \frac{1}{3} \frac{T}{\lambda_2^2} & 0 \\ 0 & 0 & \mu - \frac{1}{3} \frac{T}{\lambda_3^2} \end{vmatrix} \quad (\text{B.22})$$

Par suite, l'équation (B.17) devient :

$$\bar{\boldsymbol{\sigma}} = \begin{vmatrix} \lambda_1^2 \left(\mu + 2\gamma_4 A_{11} + 2\gamma_6 B_{11} - \frac{1}{3} \frac{T}{\lambda_1^2} \right) & \lambda_1 \lambda_2 (2\gamma_4 A_{12} + 2\gamma_6 B_{12}) & 0 \\ \lambda_1 \lambda_2 (2\gamma_4 A_{21} + 2\gamma_6 B_{21}) & \lambda_2^2 \left(\mu + 2\gamma_4 A_{22} + 2\gamma_6 B_{22} - \frac{1}{3} \frac{T}{\lambda_2^2} \right) & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \left(\mu - \frac{1}{3} \frac{T}{\lambda_3^2} \right) \end{vmatrix} \quad (\text{B.23})$$

Enfin, les composantes principales de Cauchy s'expriment par :

$$\sigma_1 = p + \lambda_1^2 \left(\mu + 2\gamma_4 A_{11} + 2\gamma_6 B_{11} - \frac{1}{3} \frac{T}{\lambda_1^2} \right) \quad (\text{B.24})$$

$$\sigma_2 = p + \lambda_2^2 \left(\mu + 2\gamma_4 A_{22} + 2\gamma_6 B_{22} - \frac{1}{3} \frac{T}{\lambda_2^2} \right) \quad (\text{B.25})$$

$$\sigma_3 = p + \lambda_3^2 \left(\mu - \frac{1}{3} \frac{T}{\lambda_3^2} \right) \quad (\text{B.26})$$

B.1. Cas de la traction uniaxiale simple (ou compression équi-biaxiale)

Un matériau est dit incompressible si :

$$J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \quad (\text{B.27})$$

Supposons que la traction se fasse selon la direction de l'élongation principale λ_1 . En appliquant la condition d'incompressibilité :

$$\lambda_3 = \lambda_1^{-1} \lambda_2^{-1} \quad (\text{B.28})$$

En appliquant la condition du bord libre, $\sigma_1 = 0$, les équations (B.24) et (B.25) deviennent :

$$\sigma_1 = \mu(\lambda_1^2 - \lambda_1^{-2}\lambda_2^{-2}) + 2\gamma_4 A_{11}\lambda_1^2 + 2\gamma_6 B_{11}\lambda_1^2 \quad (\text{B.29})$$

$$\sigma_2 = \mu(\lambda_2^2 - \lambda_1^{-2}\lambda_2^{-2}) + 2\gamma_4 A_{22}\lambda_2^2 + 2\gamma_6 B_{22}\lambda_2^2 = 0 \quad (\text{B.30})$$

Pour le modèle néo-Hookéen isotrope $\lambda_3 = \lambda_2 = \lambda_1^{-1/2}$ l'expression de σ_1 est donnée par la relation :

$$\sigma_1 = \mu(\lambda_1^2 - \lambda_1^{-1}) \quad (\text{B.31})$$

B.2. Cas de la traction équi-biaxiale simple (ou compression uniaxiale)

Dans le cas d'une traction équi-biaxiale simple, en appliquant la condition d'incompressibilité (B.27) on obtient :

$$\lambda_1 = \lambda_2 \Rightarrow \lambda_3 = \lambda_1^{-2} = \lambda_2^{-2} \quad (\text{B.32})$$

En appliquant la condition du bord libre $\sigma_1 = 0$, les équations (B.24) et (B.25) deviennent :

$$\sigma_1 = \mu(\lambda_1^2 - \lambda_1^{-4}) + 2\gamma_4 A_{11}\lambda_1^2 + 2\gamma_6 B_{11}\lambda_1^2 \quad (\text{B.33})$$

$$\sigma_2 = \mu(\lambda_2^2 - \lambda_2^{-4}) + 2\gamma_4 A_{22}\lambda_2^2 + 2\gamma_6 B_{22}\lambda_2^2 \quad (\text{B.34})$$

B.3. Cas du cisaillement pur

En appliquant la condition d'incompressibilité (B.27) :

$$\lambda_2 = 1; \quad \lambda_3 = \lambda_1^{-1} = \lambda^{-1} \quad (\text{B.35})$$

En appliquant la condition du bord libre $\sigma_1 = 0$, l'équation (B.24) devient :

$$\sigma_1 = \mu(\lambda^2 - \lambda^{-2}) + 2\gamma_4 A_{11}\lambda_1^2 + 2\gamma_6 B_{11}\lambda_1^2 \quad (\text{B.36})$$

$$\sigma_2 = \mu(1 - \lambda^{-2}) + 2\gamma_4 A_{22}\lambda_2^2 + 2\gamma_6 B_{22}\lambda_2^2 \quad (\text{B.37})$$

Annexe C

Tenseur d'élasticité

En utilisant les relations suivantes :

$$\frac{\partial(\mathbf{A} : \mathbf{B})}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{A} : \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial \mathbf{C}} + \mathbf{B} : \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial \mathbf{C}} \quad (\text{C.1})$$

$$\frac{\partial(\Phi \mathbf{B})}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{A} \otimes \frac{\partial \Phi}{\partial \mathbf{C}} + \Phi \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial \mathbf{C}} \quad (\text{C.2})$$

$$(\mathbf{A} \otimes \mathbf{B}) : \mathbf{C} = \mathbf{A}(\mathbf{B} : \mathbf{C}) = (\mathbf{B} : \mathbf{C})\mathbf{A} \quad (\text{C.3})$$

$$(\mathbf{A} : \mathbf{B}) \otimes \mathbf{C} = (\mathbf{A} : \mathbf{B})\mathbf{C} = \mathbf{C}(\mathbf{A} : \mathbf{B}) \quad (\text{C.4})$$

où Φ une fonction scalaire et \mathbf{A} , \mathbf{B} et \mathbf{C} des tenseurs, on obtient l'expression de la partie isochorique du tenseur d'élasticité en fonction du tenseur de Cauchy-Green droit modifié :

$$\begin{aligned} \frac{2}{3} \text{Tr}(J^{-2/3} \bar{\mathbf{S}}) \tilde{\mathbb{P}} - \frac{2}{3} (\mathbf{C}^{-1} \otimes \mathbf{S}_{\text{isoc}} + \mathbf{S}_{\text{isoc}} \otimes \mathbf{C}^{-1}) = \\ \frac{2}{3} J^{-4/3} (\bar{\mathbf{S}} : \bar{\mathbf{C}}) (J^{\frac{4}{3}} I_{C^{-1}} + \frac{1}{3} \bar{\mathbf{C}}^{-1} \otimes \bar{\mathbf{C}}^{-1}) \\ - \frac{2}{3} J^{-4/3} [\bar{\mathbf{S}} \otimes \bar{\mathbf{C}}^{-1} + \bar{\mathbf{C}}^{-1} \otimes \bar{\mathbf{S}}] \quad (\text{C.5}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathbb{P} : \bar{\mathbf{C}} : \mathbb{P}^T = 2J^{-\frac{4}{3}} \frac{\partial \bar{\mathbf{S}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} - \frac{2}{3} J^{-\frac{4}{3}} \left[\left(\frac{\partial \bar{\mathbf{S}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} : \bar{\mathbf{C}} \right) \otimes \bar{\mathbf{C}}^{-1} + \bar{\mathbf{C}}^{-1} \otimes \left(\bar{\mathbf{C}} : \frac{\partial \bar{\mathbf{S}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} \right) \right] \\ + \frac{2}{9} J^{-\frac{4}{3}} \left(\bar{\mathbf{C}} : \frac{\partial \bar{\mathbf{S}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} : \bar{\mathbf{C}} \right) \bar{\mathbf{C}}^{-1} \otimes \bar{\mathbf{C}}^{-1} \quad (\text{C.6}) \end{aligned}$$

où :

$$\begin{aligned}
\frac{\partial \bar{\mathbf{S}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} &= 2 \frac{\partial^2 \bar{W}}{\partial \bar{\mathbf{C}} \partial \bar{\mathbf{C}}} \\
&= 2 \frac{\partial}{\partial \bar{\mathbf{C}}} \left[\frac{\partial \bar{W}}{\partial \bar{I}_4} \frac{\partial \bar{I}_1}{\partial \bar{\mathbf{C}}} + \frac{\partial \bar{W}}{\partial \bar{I}_4} \frac{\partial \bar{I}_4}{\partial \bar{\mathbf{C}}} + \frac{\partial \bar{W}}{\partial \bar{I}_6} \frac{\partial \bar{I}_6}{\partial \bar{\mathbf{C}}} \right] \\
&= 2 \left[\frac{\partial}{\partial \bar{\mathbf{C}}} \left(\frac{\mu}{2} \mathbf{I} \right) + \frac{\partial}{\partial \bar{\mathbf{C}}} (\gamma_4 I_4) + \frac{\partial}{\partial \bar{\mathbf{C}}} (\gamma_6 I_6) \right] \\
&= 2 \left[\delta'_4 \mathbf{A}_1 \otimes \mathbf{A}_1 + \delta'_6 \mathbf{A}_2 \otimes \mathbf{A}_2 \right] \quad (\text{C.7})
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\frac{\partial \bar{\mathbf{S}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} : \bar{\mathbf{C}} &= 2 \left[\delta'_4 \mathbf{A}_1 \otimes \mathbf{A}_1 + \delta'_6 \mathbf{A}_2 \otimes \mathbf{A}_2 \right] : \bar{\mathbf{C}} \\
&= 2 \left[\delta'_4 (\mathbf{A}_1 \otimes \mathbf{A}_1) : \bar{\mathbf{C}} + \delta'_6 (\mathbf{A}_2 \otimes \mathbf{A}_2) : \bar{\mathbf{C}} \right] \\
&= 2 \left[\delta'_4 \mathbf{A}_1 (\mathbf{A}_1 : \bar{\mathbf{C}}) + \delta'_6 \mathbf{A}_2 (\mathbf{A}_2 : \bar{\mathbf{C}}) \right] \\
&= 2 \left[\delta'_4 \mathbf{A}_1 \bar{I}_4 + \delta'_6 \mathbf{A}_2 \bar{I}_6 \right] \quad (\text{C.8})
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\bar{\mathbf{C}} : \frac{\partial \bar{\mathbf{S}}}{\partial \bar{\mathbf{C}}} : \bar{\mathbf{C}} &= 2 \bar{\mathbf{C}} : \left[\delta'_4 \mathbf{A}_1 \bar{I}_4 + \delta'_6 \mathbf{A}_2 \bar{I}_6 \right] \\
&= 2 \delta'_4 \bar{I}_4 \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_1 + 2 \delta'_6 \bar{I}_6 \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_2 \\
&= 2 \delta'_4 \bar{I}_4 \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_1 + 2 \delta'_6 \bar{I}_6 \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_2 \\
&= 2 \delta'_4 \bar{I}_4^2 + 2 \delta'_6 \bar{I}_6^2 \quad (\text{C.9})
\end{aligned}$$

Annexe D

Implémenter une loi de comportement dans Ansys

Introduction

Ansys® est un logiciel commercial de simulation numérique qui utilise la méthode des éléments finis afin de résoudre des modèles préalablement discrétisés. Son programme possède une architecture ouverte, ce qui permet à l'utilisateur d'écrire ses propres programmes ou sous-programmes en C ou en Fortran et de les relier à Ansys® ou de les utiliser comme des commandes externes. User programmable features (UPFs) sont des fonctionnalités d'Ansys® que l'utilisateur doit utiliser pour écrire ses propres programmes. L'utilisation des UPFs permet d'adapter le programme Ansys aux besoins de l'utilisateur ; par exemple, de définir une nouvelle loi de comportement de matériau, un élément fini spécial, etc. . .

Le sous-programme UserMAT

Les équations de comportement des matériaux hyperélastiques peuvent être implémentées dans Ansys® à l'aide de deux sous-programmes alternatifs :

- UserHyper : dans le cas des matériaux hyperélastiques isotropes. L'utilisateur doit introduire le potentiel d'énergie de déformation ainsi que neuf autres fonctions qui sont les dérivées du potentiel d'énergie de déformation par rapport aux trois invariants de déformation.
- UserMat : dans le cas des matériaux hyperélastiques isotropes, anisotropes, et inélastiques.

Le sous-programme UserMat définit la relation contrainte-déformation d'un matériau pour toute procédure d'analyse d'Ansys qui implique un comportement mécanique. Au cours de la phase de solution, UserMat est appelé à chaque point d'intégration matérielle des éléments. Ansys® passe dans les contraintes, les déformations, et les valeurs des variables d'état au début de l'incrément de temps puis passe à

l'incrément de la déformation (à l'incrément actuel de temps), puis met à jour les contraintes et les variables d'état aux valeurs appropriées à la fin de l'incrément de temps. UserMat doit également fournir la matrice jacobienne du matériau définie comme : $\Delta\sigma_{ij}/\Delta\varepsilon_{ij}$.

Les grandes déformations sont activées dans Ansys® par la commande : NL-GEOM, ON. Les paramètres d'entrée nécessaires pour exécuter le sous-programme UserMat sont définis par la commande :

TB,USER, matId, NTEMPS, NPTS

matId : Numéro de référence du matériau,

NTEMPS : Nombre de température (la température est définie par TBTEMP)

NPTS : Nombre des paramètres du matériau à une température donnée (les paramètres du matériau sont définis par TBDATA).

Les contraintes, les déformations et les tenseurs de la matrice jacobienne du matériau sont présentés sous forme de vecteurs ou de matrices. L'ordre des composantes de tous les tenseurs est le suivant : 11, 22, 33, 12, 23, 13

UserMat est un outil pour les utilisateurs avancés. L'expertise dans la modélisation de comportement des matériaux et la connaissance de la programmation du logiciel sont nécessaires. L'élaboration d'un modèle de comportement personnalisé exige une validation et des essais. Ansys® recommande vivement de tester un élément simple et des éléments multiples avec différentes conditions de chargement pour s'assurer de résultats corrects.

UserMat est applicable aux éléments suivants : LINK180, SHELL181, PLANE182, PLANE183, SOLID185, SOLID186, SOLID187, SOLSH190, BEAM188, BEAM189, SHELL208, et SHELL209. UserMat n'est pas destiné à la modélisation des matériaux élastiques incompressibles, tels que les matériaux hyperélastiques. Un traitement spécial comme la méthode d'approche par pénalité peut être nécessaire pour assurer l'incompressibilité. Dans ce qui suit, nous appellerons Ansys® utilisateur, la version d'Ansys dans laquelle le sous-programme UserMat a été modifié.

Les étapes à suivre pour implémenter une loi de comportement

Afin d'implémenter une loi de comportement d'un matériau dans Ansys® les étapes à suivre (dans le cas où l'on exécute le programme Ansys® sous UNIX / Linux) sont présentées comme suit :

- Créer un répertoire de travail : ansys121-user

- Copier les fichiers du code source des UPFs (anscustom, linx64,gen_share, anusershared), et le fichier UserMat à modifier (Usermat1d.f, Usermatbm.f ou Usermat3d.f, Usermatps.f, dans le cas présent) dans le repertoire de travail. Les fichiers du code source des UPFs se trouvent dans le repertoire :

/Ansys_inc/V121/Ansys/customize/user/

- Modifier le UserMat selon les besoins.
- Lancer le fichier de lien du code source avec Ansys® : ANS_ADMIN121.
- Sélectionner l’option Relink Ansys® de ANS_ADMIN121 afin de relier les modifications. l’option Relink Ansys® compile le fichier Fortran. Lorsque l’on exécute la version personnalisée d’Ansys®, l’interface graphique d’Ansys® doit afficher en sortie :

NOTE : This Ansys version was linked by Licensee

- Une fois que tous les fichiers ont été compilés, un fichier exécutable ansyscustdis.e121 apparaît dans le répertoire de travail avec d’autres fichiers objets (.o) et la version personnalisée d’Ansys® se lance.
- Utiliser Ansys normalement, mais en appelant la loi de matériau utilisateur. Pour plus de détails l’utilisateur intéressé est orienté vers le Guide Ansys User Programmable Feature.

Résolution du problème non linéaire dans Ansys

Le comportement structurel non linéaire découle d’un certain nombre de causes, qui peuvent être regroupées dans trois catégories principales :

- Changement de statut (ex. éléments de contact)
- Non-linéarités des matériaux
- Non-linéarités géométriques (ex. une canne à pêche)

Ansys® utilise la méthode de Newton-Raphson pour résoudre les problèmes non linéaires. Cette approche utilise un processus itératif (figure D.1) en se servant du dernier résultat obtenu pour calculer le prochain. Afin d’obtenir la convergence, la différence entre deux itérations doit être inférieure au critère de convergence.

La charge est donc subdivisée en une série d’incrément de charge. Après chaque incrément, la matrice de rigidité est ajustée avant d’augmenter la charge. La solution sera comparée à la solution équivalente en utilisant une réponse linéaire. Si

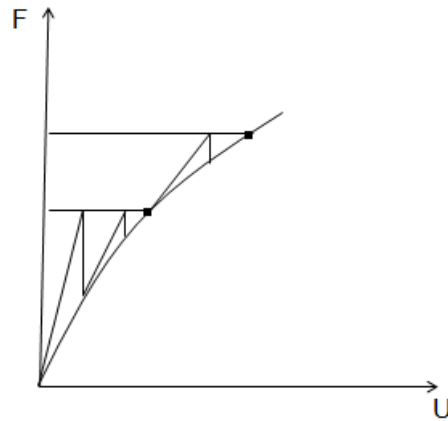


Figure D.1.: Solution itérative de Newton-Raphson (2 incréments de charge)

la convergence ne peut être atteinte, alors le programme tente de résoudre avec un incrément de charge plus faible.

Bibliographie

- Agache, P. (2000), *Physiologie de la peau et explorations fonctionnelles cutanées*, Collection Explorations fonctionnelles humaines.
- Andrades, P. R., Calderon, W., Leniz, P., Bartel, G., Danilla, S. & Benitez, S. (2005), 'Geometric analysis of the VY advancement flap and its clinical applications', *Plastic and Reconstructive Surgery* **115**(6), 1582–1590.
- Annaidh, A. N., Bruyère, K., Destrade, M., Gilchrist, M. D., Maurini, C., Otténio, M. & Saccomandi, G. (2012), 'Automated estimation of collagen fibre dispersion in the dermis and its contribution to the anisotropic behaviour of skin', *Annals of Biomedical Engineering* **40**(8), 1666–1678.
- Arruda, E. M. & Boyce, M. C. (1993), 'A three-dimensional constitutive model for the large stretch behavior of rubber elastic materials', *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* **41**(2), 389–412.
- Barbenel, J. (2006), 'Identification of Langer's lines', *Handbook of Non Invasive Methods and the Skin.*, Serup J., Gemec GBE, Eds pp. 341–344.
- Bhattacharjee, A. & Bansal, M. (2005), 'Collagen structure : the madras triple helix and the current scenario', *Iubmb Life* **57**(3), 161–172.
- Bischoff, J., Arruda, E. & Grosh, K. (2002), 'A microstructurally based orthotropic hyperelastic constitutive law', *Journal of Applied Mechanics* **69**(5), 570–579.
- Borges, A. F. & Alexander, J. E. (1962), 'Relaxed skin tension lines, z-plasties on scars, and fusiform excision of lesions', *British Journal of Plastic Surgery* **15**, 242–254.
- Boyer, G., Laquière, L., Le Bot, A., Laquière, S. & Zahouani, H. (2009), 'Dynamic indentation on human skin *in vivo* : ageing effects', *Skin Research and Technology* **15**(1), 55–67.

- Boyer, G., Molimard, J., Ben Tkaya, M., Zahouani, H., Pericoi, M. & Avril, S. (2013), 'Assessment of the in-plane biomechanical properties of human skin using a finite element model updating approach combined with an optical full-field measurement on a new tensile device', *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **27**, 273–282.
- Boyer, G., Paillet Mattei, C., Molimard, J., Pericoi, M., Laquieze, S. & Zahouani, H. (2012), 'Non contact method for *in vivo* assessment of skin mechanical properties for assessing effect of ageing', *Medical Engineering & Physics* **34**(2), 172–178.
- Braverman, I. M. & Fonferko, E. (1982), 'Studies in cutaneous aging : I. the elastic fiber network.', *Journal of Investigative Dermatology* **78**(5).
- Brown, I. (1972), 'Scanning electron microscopy of human dermal fibrous tissue.', *Journal of Anatomy* **113**(Pt 2), 159.
- Brown, I. A. (1973), 'A scanning electron microscope study of the effects of uniaxial tension on human skin', *British Journal of Dermatology* **89**(4), 383–393.
- Bush, J., Ferguson, M. W., Mason, T. & McGrouther, G. (2007), 'The dynamic rotation of Langer's lines on facial expression', *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* **60**(4), 393–399.
- Capek, L., Lochman, Z., Dzan, L. & Jacquet, E. (2010), Biaxial extensometer for measuring of the human skin anisotropy *in vivo*, in 'Biomedical Engineering Conference (CIBEC), 2010 5th Cairo International', IEEE, pp. 83–85.
- Chaudhry, H., Bukiet, B., Findley, T. & Ritter, A. (1998), 'Evaluation of residual stress in rabbit skin and the relevant material constants', *Journal of Theoretical Biology* **192**(2), 191–195.
- Cook, T., Alexander, H. & Cohen, M. (1977), 'Experimental method for determining the 2-dimensional mechanical properties of living human skin', *Medical and Biological Engineering and Computing* **15**(4), 381–390.
- Cox, H. (1941), 'The cleavage lines of the skin', *British Journal of Surgery* **29**(114), 234–240.
- Daly, C. H. (1966), The biomechanical characteristics of human skin., PhD thesis, University of Strathclyde.

- Daly, C. H. (1982), ‘Biomechanical properties of dermis.’, *Journal of Investigative Dermatology* **79**.
- Delalleau, A. (2007), Analyse du comportement mécanique de la peau *in vivo*, PhD thesis, Ecole Nationale d’Ingénieurs de Saint-Etienne.
- Delalleau, A., Josse, G., Lagarde, J.-M., Zahouani, H. & Bergheau, J.-M. (2008), ‘A nonlinear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin *in vivo*’, *Skin Research and Technology* **14**(2), 152–164.
- Dikstein, S. & Fluhr, J. (2006), *Indentometry*, Handbook of Non-Invasive and the Skin. Informa Healthcare.
- Diridollou, S., Berson, M., Vabre, V., Black, D., Karlsson, B., Auriol, F., Gregoire, J., Yvon, C., Vaillant, L., Gall, Y. et al. (1998), ‘An *in vivo* method for measuring the mechanical properties of the skin using ultrasound’, *Ultrasound in Medicine & Biology* **24**(2), 215–224.
- Diridollou, S., Patat, F., Gens, F., Vaillant, L., Black, D., Lagarde, J., Gall, Y. & Berson, M. (2000), ‘In *in vivo* model of the mechanical properties of the human skin under suction’, *Skin Research and Technology* **6**(4), 214–221.
- Dunn, M. G. & Silver, F. H. (1983), ‘Viscoelastic behavior of human connective tissues : relative contribution of viscous and elastic components’, *Connective Tissue Research* **12**(1), 59–70.
- Evans, J. & Siesennop, W. (1967), Controlled quasi-static testing of human skin *in vivo*, in ‘In 7th ICMBE Stockholm’, Vol. 1.
- Flynn, C., Taberner, A. & Nielsen, P. (2011), ‘Modeling the mechanical response of *in vivo* human skin under a rich set of deformations’, *Annals of Biomedical Engineering* **39**(7), 1935–1946.
- Fung, Y. c. (1965), *Foundations of solid mechanics*, New Jersey.
- Gahagnon, S. (2009), Etude *in vivo* du comportement mécanique du derme par une méthode élastographique haute résolution : applications à l’exploration d’anomalies du tissu élastique (syndrome de Marfan)., PhD thesis, Tours.
- Gahagnon, S., Mofid, Y., Josse, G. & Ossant, F. (2012), ‘Skin anisotropy *in vivo* and initial natural stress effect : A quantitative study using high-frequency static elastography’, *Journal of Biomechanics* **45**(16), 2860–2865.

- Gasser, T. C., Ogden, R. W. & Holzapfel, G. A. (2006), ‘Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations’, *Journal of the Royal Society Interface* **3**(6), 15–35.
- Gasser, T. C., Schulze-Bauer, C. A. & Holzapfel, G. A. (2002), ‘A three-dimensional finite element model for arterial clamping’, *Journal of Biomechanical Engineering* **124**(4), 355–363.
- Gibson, T., Kenedi, R. & Craik, J. (1965), ‘The mobile micro-architecture of dermal collagen : A bio-engineering study’, *British Journal of Surgery* **52**(10), 764–770.
- Gibson, T., Stark, H. & Evans, J. (1969), ‘Directional variation in extensibility of human skin *in vivo*’, *Journal of Biomechanics* **2**(2), 201–204.
- Groves, R. (2012), Quantifying the mechanical properties of skin *in vivo* and *ex vivo* to optimise microneedle device design, PhD thesis, Cardiff University.
- Hendriks, F. M. (2005), *Mechanical behaviour of human epidermal and dermal layers in vivo*, Technische Universiteit Eindhoven.
- Holzapfel, G. A. (2000), *Nonlinear Solid Mechanics*, Vol. 24, Wiley Chichester.
- Holzapfel, G. A. & Gasser, T. C. (2001), ‘A viscoelastic model for fiber reinforced composites at finite strains : Continuum basis, computational aspects and applications’, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* **190**(34), 4379–4403.
- Holzapfel, G. A., Gasser, T. C. & Ogden, R. W. (2000), ‘A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models’, *Journal of Elasticity and the Physical Science of Solids* **61**(1-3), 1–48.
- Jacquemoud, C. (2007), Caractérisation mécanique et modélisation du comportement jusqu’à rupture de membranes biologiques fibreuses : application à la peau humaine, PhD thesis, Université de Franche-Comté.
- Jacquet, E., Josse, G., Khatyr, F. & Garcin, C. (2008), ‘A new experimental method for measuring skin’s natural tension’, *Skin Research and Technology* **14**(1), 1–7.
- Jansen, L. & Rottier, P. (1958), ‘Some mechanical properties of human abdominal skin measured on excised strips’, *Dermatology* **117**(2), 65–83.

- Jor, J. W., Nash, M. P., Nielsen, P. M. & Hunter, P. J. (2011), 'Estimating material parameters of a structurally based constitutive relation for skin mechanics', *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* **10**(5), 767–778.
- Kadler, K. E., Baldock, C., Bella, J. & Boot-Handford, R. P. (2007), 'Collagens at a glance', *Journal of Cell Science* **120**(12), 1955–1958.
- Kenedi, R., Gibson, T., Evans, J. & Barbenel, J. (1975), 'Tissue mechanics', *Physics in Medicine and Biology* **20**(5), 699.
- Khatyr, F., Imberdis, C., Vescovo, P., Varchon, D. & Lagarde, J.-M. (2004), 'Model of the viscoelastic behaviour of skin *in vivo* and study of anisotropy', *Skin Research and Technology* **10**(2), 96–103.
- Kraissl, C. J. (1951), 'The selection of appropriate lines for elective surgical incisions', *Plastic and Reconstructive Surgery* **8**(1), 1–28.
- Langer, K. (1978*a*), 'On the anatomy and physiology of the skin : I. the cleavability of the cutis', *British Journal of Plastic Surgery* **31**(1), 3–8.
- Langer, K. (1978*b*), 'On the anatomy and physiology of the skin :II. skin tension', *British Journal of Plastic Surgery* **31**(2), 93–106.
- Janir, Y. & Fung, Y. (1974), 'Two-dimensional mechanical properties of rabbit skin-II. experimental results', *Journal of Biomechanics* **7**(2), 171–182.
- Levenberg, K. (1944), 'A method for the solution of certain non linear problems in least squares', *Quarterly of Applied Mathematics* **2**(164-168).
- Lim, J., Hong, J., Chen, W. W. & Weerasooriya, T. (2011), 'Mechanical response of pig skin under dynamic tensile loading', *International Journal of Impact Engineering* **38**(2), 130–135.
- Lim, K., Chew, C., Chen, P., Jeyapalina, S., Ho, H., Rappel, J. & Lim, B. (2008), 'New extensometer to measure *in vivo* uniaxial mechanical properties of human skin', *Journal of Biomechanics* **41**(5), 931–936.
- Lim, K. H. (2008), Skin Flap Surgery-Non-Invasive *in vivo* Methodology to Predict Skin Flap Shrinkage, PhD thesis, National University Of Singapore.
- Lim, K., Jeyapalina, S., Ho, H., Chew, C., Chen, P., Teo, C. & Lim, B. (2008), 'Non invasive prediction of skin flap shrinkage : A new concept based on animal experimental evidence', *Journal of Biomechanics* **41**(8), 1668–1674.

- Lister, G. & Gibson, T. (1972), 'Closure of rhomboid skin defects : the flaps of limberg and dufourmentel', *British Journal of Plastic Surgery* **25**, 300–314.
- Marquardt, D. W. (1963), 'An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters', *Journal of the Society for Industrial & Applied Mathematics* **11**(2), 431–441.
- Myllyharju, J. & Kivirikko, K. I. (2004), 'Collagens, modifying enzymes and their mutations in humans, flies and worms', *Trends in Genetics* **20**(1), 33–43.
- Naik, A., Kalia, Y. N. & Guy, R. H. (2000), 'Transdermal drug delivery : overcoming the skin's barrier function', *Pharmaceutical Science & Technology Today* **3**(9), 318–326.
- Ogden, R. (1972), 'Large deformation isotropic elasticity-on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids', *Proceedings of the Royal Society of London. A. Mathematical and Physical Sciences* **326**(1567), 565–584.
- Oikarinen, A., K. A. (2001), *Mechanical properties of human skin : Biochemical aspects*, Bioengineering of the Skin : Skin Biomechanics. Elsner, P., Berardesca, E., Wilhelm, K.P, Maibach, H.I. CRC Press, Boca Raton.
- Pauchot, J., Chambert, J., Remache, D., Elkhyat, A. & Jacquet, E. (2012), 'Geometrical analysis of the V-Y advancement flap applied to a keystone flap', *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery* **65**(8), 1087–1095.
- Pauchot, J., Remache, D., Chambert, J., Elkhyat, A. & Jacquet, E. (2013), 'Finite element analysis to determine stress fields at the apex of V-Y flaps', *European Journal of Plastic Surgery* **36**(3), 185–190.
- Pauling, L. & Corey, R. B. (1951), 'The structure of fibrous proteins of the collagen-gelatin group', *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* **37**(5), 272.
- Payne, P. A. (1991), 'Measurement of properties and function of skin', *Clinical Physics and Physiological Measurement* **12**(2), 105.
- Piérard, G. (1999), 'Eemco guidance to the *in vivo* assessment of tensile functional properties of the skin', *Skin Pharmacology and Physiology* **12**(6), 352–362.

- Piérard, G. E. & Lapière, C. M. (1987), ‘Microanatomy of the dermis in relation to relaxed skin tension lines and Langer’s lines’, *The American Journal of Dermatopathology* **9**(3), 219–224.
- Prevorovsky, Z., Jacquet, E., Placet, V., Josse, G. et al. (2007), Ultrasonic wave propagation and mechanical properties of human skin stretched *in vivo*, in ‘2nd International Conference on Mechanics of Biomaterials & Tissues’.
- Reihsner, R., Balogh, B. & Menzel, E. (1995), ‘Two-dimensional elastic properties of human skin in terms of an incremental model at the *in vivo* configuration’, *Medical Engineering & Physics* **17**(4), 304–313.
- Remache, D., Pauchot, J., Chambert, J., Capek, L. & Jacquet, E. (2011), ‘Experimental and numerical analysis of a V-Y advancement flap on human skin *ex vivo*’, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* **14**(sup1), 137–138.
- Richard, F. (1999), Identification du comportement et évaluation de la fiabilité des composites stratifiés, PhD thesis, Université de Franche-Comté.
- Ridge, M. & Wright, V. (1966*a*), ‘The directional effects of skin’, *Journal of Investigative Dermatology* **46**(4), 341–346.
- Ridge, M. & Wright, V. (1966*b*), ‘Rheological analysis of connective tissue. a bio-engineering analysis of the skin.’, *Annals of the Rheumatic Diseases* **25**(6), 509.
- Rodnan, G. P., Lipinski, E. & Luksick, J. (1979), ‘Skin thickness and collagen content in progressive systemic sclerosis and localized scleroderma’, *Arthritis & Rheumatism* **22**(2), 130–140.
- Serup, J. (2001), *Elasticity Parameters and Their Relevance*, Bioengineering of the Skin : Skin Biomechanics. Elsner, P., Berardesca, E., Wilhelm, K.P, Maibach, H.I. CRC Press, Boca Raton.
- Shai, A., Maibach, H. I. & Baran, R. (2001), *Handbook of cosmetic skin care*, Martin Dunitz London.
- Shergold, O. A., Fleck, N. A. & Radford, D. (2006), ‘The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates’, *International Journal of Impact Engineering* **32**(9), 1384–1402.

- Shoulders, M. D. & Raines, R. T. (2009), ‘Collagen structure and stability’, *Annual Review of Biochemistry* **78**, 929–958.
- Silver, F. H., Freeman, J. W. & DeVore, D. (2001), ‘Viscoelastic properties of human skin and processed dermis’, *Skin Research and Technology* **7**(1), 18–23.
- Silver, F. H., Seehra, G. P., Freeman, J. W. & DeVore, D. (2002), ‘Viscoelastic properties of young and old human dermis : a proposed molecular mechanism for elastic energy storage in collagen and elastin’, *Journal of Applied Polymer Science* **86**(8), 1978–1985.
- Silver, F. H., Siperko, L. M. & Seehra, G. P. (2003), ‘Mechanobiology of force transduction in dermal tissue’, *Skin Research and Technology* **9**(1), 3–23.
- Singer, A. J. & Clark, R. A. (1999), ‘Cutaneous wound healing’, *New England Journal of Medicine* **341**(10), 738–746.
- Stark, H. (1977), ‘Directional variations in the extensibility of human skin’, *British Journal of Plastic Surgery* **30**(2), 105–114.
- Tong, P. & Fung, Y.-C. (1976), ‘The stress-strain relationship for the skin’, *Journal of Biomechanics* **9**(10), 649–657.
- Uitto, J., Bauer, E. A. & Eisen, A. Z. (1979), ‘Scleroderma : increased biosynthesis of triple-helical type i and type iii procollagens associated with unaltered expression of collagenase by skin fibroblasts in culture’, *Journal of Clinical Investigation* **64**(4), 921.
- Veronda, D. & Westmann, R. (1970), ‘Mechanical characterization of skin—finite deformations’, *Journal of Biomechanics* **3**(1), 111–124.
- Vescovo, P. (2002), Contribution à l’étude des propriétés mécaniques de la peau humaine, mise au point d’une méthodologie pour l’expérimentation *ex vivo*, conception et réalisation d’un dispositif d’essais en traction-compression *in vivo*, PhD thesis, Université de Franche-Comté.
- Waldorf, J. C., Perdakis, G. & Terkonda, S. P. (2002), ‘Planning incisions’, *Operative Techniques in General Surgery* **4**(3), 199–206.
- Xu, F. & Lu, T. (2011), *Introduction to skin biothermomechanics and thermal pain*, Springer.

- Zahouani, H., Boyer, G., Pailler-Mattei, C., Ben Tkaya, M. & Vargiolu, R. (2011), ‘Effect of human ageing on skin rheology and tribology’, *Wear* **271**(9), 2364–2369.
- Zahouani, H. & Humbert, P. (2006), ‘The morphological tree of the cutaneous network of lines’, *Handbook of Non Invasive Methods and the Skin.*, Serup J., Gemec GBE, Eds .
- Zhang, M., Zheng, Y. & Mak, A. F. (1997), ‘Estimating the effective young’s modulus of soft tissues from indentation test–nonlinear finite element analysis of effects of friction and large deformation’, *Medical Engineering and Physics* **19**(6), 512–517.

Table des figures

1.1. Structure de la peau humaine (tirée de (Naik et al. 2000))	8
1.2. Microscopie électronique à balayage de la peau abdominale. 1- Section de bord de la peau abdominale montrant, à partir du haut, l'épiderme, la couche papillaire (PL), et les fibres grossières de la zone médiane. 2- Section montrant des fibres fines de la couche papillaire. 3-Section montrant des fibres de la zone médiane du derme réticulaire. 4-Section montrant des fibres de la zone profonde du derme réticulaire (tirée de (Brown 1972))	9
1.3. Configuration moléculaire/fibrillaire de collagène type I (tirée de (Xu & Lu 2011))	10
1.4. Histogramme des orientations des fibres de collagène. Les deux pics distincts correspondent à l'orientation préférentielle des deux familles de fibres. L'angle $\gamma = 41^\circ$ correspond à la moitié de la distance entre les deux pics (tirée de (Annaidh et al. 2012))	12
2.1. Schéma d'un essai d'extension en traction	17
2.2. Schéma représentatif des patins de l'extensomètre développé par : (a) Jacquet et al. (2008); (b) Lim, Chew, Chen, Jeyapalina, Ho, Rappel & Lim (2008).	17
2.3. Courbe typique de la déformaion en fonction du temps issue d'un essai de succion (tirée de (Agache 2000))	18
2.4. Illustration de l'essai de torsion	20
3.1. Lignes de Langer (tirée de Langer (1978a))	25
3.2. lignes de clivage selon Cox (tirée de Cox (1941))	26
3.3. (A) lignes de tension cutanée de Borges. (B) Comparaison des lignes de tension cutanée de Borges et lignes des rides de Kraissl (rouge). (C) Comparaison des lignes de tension cutanée de Borges et lignes de Langer (rouge) (tirée de Waldorf et al. (2002))	27

3.4. Représentations schématiques des orientations des axes des plaies dans les six expressions faciales normalisées. Les cercles indiquent les zones où les plaies sont restées circulaires (tirée de Bush et al. (2007))	28
3.5. A gauche, courbe charge-extension. AB “déformation limite”, la pente CB “Rigidité terminale”. Au milieu, marquage de la peau pour les tests d’extension directionnelle. A droite, trois essais d’extension réalisés dans chaque direction. Exemple de diagramme polaire obtenu pour chaque paramètre pour chaque site (tirée de Stark (1977))	29
3.6. Variations de direction d’extension à charge constante tracées sur la région fessière d’un homme. Les lignes pointillées superposées correspondent aux lignes de Langer (tirée de Kenedi et al. (1975)))	30
3.7. Rétraction de la peau produite par incision circulaire.	32
3.8. (a) les plaies produites par poinçon circulaire de 0,476 cm de diamètre dans l’avant-bras, montrant la direction des lignes de Langer. (b) une zone carrée de peau incisée de 2.54 cm de côté, montrant une plus grande rétraction de la peau dans la direction des lignes de Langer (tirée de Ridge & Wright (1966a))	33
3.9. Montage expérimental pour la vérification du dispositif de prétension (tirée de Cook et al. (1977))	35
3.10. Prédiction théorique la longueur naturelle ((NL) de la peau à partir de la courbe Force-Déplacement (tirée de Lim, Jeyapalina, Ho, Chew, Chen, Teo & Lim (2008))	36
3.11. Schéma représentant la déformation des échantillons de peau initialement circulaires en formes elliptiques après excision. Un écart moyen d’angle $\beta = \pm 10^\circ$ de la direction de la contrainte principale maximale par rapport aux lignes de Langer a été mesuré (tirée de Reihnsner et al. (1995))	37
3.12. Courbe charge-déformation obtenue à partir d’un essai de traction uniaxiale <i>in vitro</i> sur la peau abdominale en corrélation avec le comportement du réseau de fibres sous chargement. La phase I montre un système multidirectionnel de fibres ondulées qui se déplissent en fonction du chargement. La phase II montre la réorientation des fibres vers l’axe de chargement en fonction de celui-ci. La phase III montre l’alignement des fibres en fin du chargement (tirée de Jor et al. (2011))	38
3.13. Courbes contrainte-déformation de la peau abdominale selon et à travers la médiane cranio-caudale (tirée de Daly (1966))	39

3.14. Courbes contrainte-déformation incrémentales (élastiques et visqueuses) de la peau humaine (tirée de Silver et al. (2001))	40
4.1. Représentation géométrique d'une artère de lapin tirée de (Holzapfel et al. (2000))	48
5.1. Extensiomètre "LADIES"	58
5.2. "LADIES", vue de dessus et dimensions des patins	59
5.3. Schéma électrique de l'extensiomètre "LADIES"	59
5.4. Extensiomètre biaxial "BIAXE"	60
5.5. Appareil d'échographie cutanée haute résolution Dermcup Atys® utilisé pour mesurer l'épaisseur de la peau	61
5.6. Exemple illustrant une image échographique obtenue lors de la mesure de l'épaisseur du derme	62
5.7. Dispositif de retension	63
5.8. Vue d'ensemble sur le dispositif de retension et ses équipements	63
6.1. Illustration de l'essai d'extension sur l'avant bras. Ce dernier est divisé en trois zones d'essais	67
6.2. Illustration des zones de la jambe testées ; cuisse antérieure (a) ; cuisse postérieure (b) ; mollet (c)	67
6.3. Exemple de chargement appliqué lors d'un essai d'extension	69
6.4. Epaisseur du derme en fonction du sexe et de l'âge des sujets volontaires	70
6.5. Epaisseur du derme en fonction du sexe et de l'IMC des sujets volontaires	71
6.6. Exemple de chargement cyclique illustrant le préconditionnement	72
6.7. Courbes force-déformation de la peau <i>in vivo</i> de l'avant bras, tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus	73
6.8. Courbes force-déformation de la peau <i>in vivo</i> de l'avant bras, tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus	74
6.9. Courbes force-déformation de la peau <i>in vivo</i> de la jambe, tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus	74
6.10. Courbes contrainte-déformation de la peau de l'abdomen de tous les sujets volontaires chargée selon la direction médio latérale	76
6.11. Courbes contrainte-déformation de la peau de l'abdomen de tous les sujets volontaires chargée selon la direction faisant 45° avec la direction médio latérale	77

6.12. Courbes contrainte-déformation de la peau de l'abdomen de tous les sujets volontaires chargée selon la direction cranio caudale	77
6.13. Courbes contrainte-déformation de la peau de l'avant bras de tous les sujets volontaires chargée selon la direction longitudinale	78
6.14. Courbes contrainte-déformation de la peau de l'avant bras de tous les sujets volontaires chargée selon la direction faisant 45° avec la direction longitudinale	78
6.15. Courbes contrainte-déformation de la peau de l'avant bras de tous les sujets volontaires chargée selon la direction perpendiculaire à la direction longitudinale	79
6.16. Courbes contrainte-déformation de la peau de la jambe de tous les sujets volontaires chargée selon la direction longitudinale	79
6.17. Courbes contrainte-déformation de la peau de la jambe de tous les sujets volontaires chargée selon la direction faisant 45° avec la direction longitudinale	80
6.18. Courbes contrainte-déformation de la peau de la jambe de tous les sujets volontaires chargée selon la direction perpendiculaire à la direction longitudinale	80
6.19. Exemple illustrant la variabilité du comportement anisotrope entre sujets	81
6.20. Courbes contrainte-déformation issues de l'extension de la peau de l'abdomen, de l'avant bras et de la jambe selon la direction 0°	83
6.21. Pentés initiales et pentés finales de la courbe supérieure et de la courbe inférieure représentant la famille des courbes contrainte-déformation de l'avant bras tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus	84
7.1. Traçage du pourtour du lambeau à exciser (a) et report de ce pourtour sur un calque transparent (b)	89
7.2. Retension de l'explant du sujet A. Lambeau rétracté (a). Lambeau retendu selon sa forme <i>in vivo</i> (b)	91
7.3. Chargement appliqué sur la peau du sujet A	92
7.4. (a) : illustration du tatouage effectué sur le lambeau du sujet B. (b) : le pochoir servant au marquage du lambeau	93
7.5. Illustration de l'essai de retension du lambeau B	94
7.6. Illustration de l'essai d'extension effectué sur le lambeau B	95
7.7. Diagramme de chargement appliqué sur l'explant B	95

7.8. (a) : Illustration de la découpe de peau avec le bistouri électrique. (b) : Traction multiaxiale de l'îlot de peau	96
7.9. Courbes contrainte-déformation obtenues à partir des essais d'extension <i>in vivo</i> effectués sur la peau du sujet A	97
7.10. Courbes contrainte-déformation obtenues à partir des essais d'extension <i>in vivo</i> effectués sur la peau du sujet A	98
7.11. Comparaison des courbes contrainte-déformation obtenues à partir d'essais d'extension <i>in vivo</i> et <i>ex vivo</i> effectués sur la peau du sujet A	98
7.12. Courbes force-déplacement de la peau de l'explant B relâché (non prétendu) et prétendu avec le dispositif "LADIES" dans les directions 0°, 45°, 90°	100
7.13. Elongation diamétrale du lambeau en fonction de la charge appliquée pour les différents axes. Prétension multiaxiale appliquée au lambeau	101
7.14. Elongation diamétrale moyenne du lambeau de peau en fonction de l'angle	101
7.15. Courbes force-élongation diamétrale du lambeau de peau pour les angles 0°, 45° et 90° tirées de 7.13 - chargement multiaxial	102
7.16. Courbes contrainte-déformation de la peau de l'explant B relâché (non prétendu) et prétendu avec le dispositif "LADIES" dans les directions 0°, 45°, 90°, pour une épaisseur moyenne de la peau abdominale de 1.96 mm	103
7.17. Courbes d'élongation diamétrale en fonction de la charge incrémentale symétrique non uniforme appliquée sur l'îlot issu de l'explant prétendu	105
7.18. Courbes élongation diamétrale en fonction d'une charge multiaxiale incrémentale symétrique uniforme sur l'îlot retendu	105
8.1. Déformation d'un corps solide	110
8.2. Evolution de la contrainte principale de Cauchy en fonction de l'élon- gation pour différents types de sollicitations simples : calculs analy- tiques en trait plein et simulations par éléments finis représentées par des astérisques	120
8.3. Essai de traction uniaxiale sous ANSYS® utilisateur pour un mo- dèle néo-Hookéen isotrope avec un matériau quasi-incompressible et une élongation imposée $l = 3$: conditions aux limites, maillage non déformé et maillage déformé.	121

8.4. Essai de traction équi-biaxiale sous ANSYS® utilisateur pour un modèle néo-hookéen isotrope avec un matériau quasi-incompressible et une élongation imposée $\lambda=3$: conditions aux limites, maillage non déformé et maillage déformé	121
8.5. Essai de cisaillement pur sous ANSYS® utilisateur pour un modèle néo-hookéen isotrope avec un matériau quasi-incompressible et une élongation imposée $\lambda = 2.4$: conditions aux limites, maillage non déformé et maillage déformé.	122
8.6. Essai de cisaillement simple sous ANSYS® utilisateur pour un modèle néo-hookéen isotrope avec un matériau quasi-incompressible et une élongation imposée $\lambda=1.4$: conditions aux limites, maillage non déformé et maillage déformé	122
8.7. Orientation des deux familles de fibres de collagène	124
8.8. Comparaison entre ANSYS® utilisateur et Abaqus® des contraintes obtenues sur un élément cubique soumis à différentes sollicitations simples	125
8.9. Comparaison entre ANSYS® utilisateur et Abaqus® des déformations obtenues sur un élément cubique soumis à différentes sollicitations simples	125
8.10. Essai de traction uniaxiale d'un cube : (a) courbes contrainte principale sv_1 – déformation principale e_1 ; (b) zoom sur la zone où $e_1 < 0$, 55	126
8.11. Position des éprouvettes par rapport aux directions des deux familles de fibres.	126
8.12. Champ de contraintes radiales (selon l'épaisseur) obtenu de la modélisation de l'essai de traction contraint effectué sur les éprouvettes fibrilleuses (a) et (b) et non fibrilleuse (c).	128
8.13. Prédiction de l'épaisseur en fonction de l'allongement de l'éprouvette calculée au centre de celle-ci. Comparaison entre les modèles néo-Hookéen et HGO.	128
8.14. Variation du paramètre d'incompressibilité d (la courbe avec losange correspond à la valeur de référence $d = 10^{-4} \text{ MPa}^{-1}$)	130
8.15. Variation du paramètre μ (la courbe avec losange correspond à la valeur de référence $\mu = 0,2014 \text{ MPa}$)	130
8.16. Variation du paramètre k_1 (la courbe avec losange correspond à la valeur de référence $k_1 = 24.53 \text{ MPa}$)	131

8.17. Variation du paramètre k_2 (la courbe avec losange correspond à la valeur de référence $k_2 = 0.1327$)	133
8.18. Variation du paramètre β (la courbe avec losange correspond à la valeur de référence $\beta = 41^\circ$)	133
9.1. Géométrie du modèle EF0 de l'essai d'extension de la peau (épaisseur = 1.96 mm)	136
9.2. Conditions aux limites du modèle EF0 au niveau des patins	138
9.3. Conditions aux limites de l'essai de traction (EF2)	139
9.4. Courbes force-déplacement de la simulation de l'essai d'extension uniaxiale	140
9.5. Schéma général d'optimisation par méthode inverse	141
9.6. Essai de traction simple	143
9.7. Schéma du fonctionnement de MIC2M	144
9.8. Simulation d'un essai d'extension pour deux valeurs différentes du module d'incompressibilité d avec le modèle d'Ogden	147
9.9. Simulation d'un essai d'extension pour deux valeurs différentes du paramètre a_1	148
9.10. Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'abdomen selon 0° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées	149
9.11. Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'abdomen selon 45° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées	149
9.12. Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'abdomen selon 90° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées	150
9.13. Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'avant bras selon 0° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées	150

9.14. Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'avant bras selon 45° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées	151
9.15. Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de l'avant bras selon 90° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées	151
9.16. Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de la jambe selon 0° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées	152
9.17. Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de la jambe selon 45° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées	152
9.18. Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau saine de la jambe selon 90° . Seule la courbe enveloppe inférieure et la courbe enveloppe supérieure sont présentées	155
9.19. Courbes force-déplacement expérimentales et simulées obtenues de l'essai d'extension de la peau avec le modèle HGO	155
10.1. Etapes successives du lambeau d'avancement V-Y. a : perte de substance initiale et schéma du lambeau triangulaire (V-Y) b : Lambeau triangulaire c : translation du lambeau d : 3 premiers points de suture pour attacher le lambeau à la peau saine e : Quatrième point au sommet du lambeau f : fermeture finale.	159
10.2. Lambeau d'avancement VY. Analyse sans tenir compte de l'élasticité du tissu.	160
10.3. Représentation des rapports $h/\det H/D$ en fonction de la valeur de l'angle a (tirée de Pauchot et al. (2012))	161
10.4. Les 3 principales étapes de la modélisation dans le cas d'un lambeau d'angle au sommet égal à 30° ; a : étape initiale; b : étape intermédiaire correspondant au domaine soumis à un état de tension initiale; c : étape finale.	162

10.5. Distance à suturer pour différentes valeurs de l'angle au sommet du lambeau	165
10.6. a : Loi de comportement correspondant aux paramètres des deux matériaux testés. b : zoom au niveau des faibles contraintes et faibles déformations.	166
10.7. L'effort de fermeture (et le rapport H/D) en fonction de la valeur de l'angle au sommet du lambeau pour les deux jeux de paramètres Peau 1 ($\mu^1 = 0.11$ MPa et $a_0^1 = 9.00$) et Peau 2 ($m^2 = 0.03$ MPa et $a_0^2 = 13.46$) sous pré-tension initiale "Chargement 1" ($sv_{eq}^1 = 5.1$ kPa et $r_1 = 5.5$)	168
10.8. Distance relative à suturer en fonction de la valeur de l'angle au sommet du lambeau dans 3 cas : les deux modèles prenant en compte l'élasticité de la peau (Peau 1 et Peau 2) et le "chargement 1" de pré-tension, d'une part et le modèle géométrique (peau rigide), d'autre part.	168
10.9. Force de fermeture (et rapport H/D) en fonction de la valeur de l'angle au sommet pour le jeu de paramètres (Peau 1) : ($m^1 = 0.11$ MPa and $a_0^1 = 9$) et les 2 cas de chargement de pré-tension. ("Chargement 1" : $sv_{eq}^1 = 5.1$ kPa et $r_1 = 5.5$ et "Chargement 2" : $sv_{eq}^2 = 26.9$ kPa et $r_2 = 3.75$)	169
10.10 Maillage montrant les noeuds à déplacer vers le sommet du lambeau A'_1	170
10.11 Effort de fermeture nécessaire pour déplacer les nœuds dans le voisinage de E_1 vers A'_1 en fonction de leur distance à E_1	171
10.12 Algorithme du modèle de calcul de l'effort de suture au 4ème point paramétré.	172
10.13 Effort de fermeture nécessaire pour déplacer les nœuds dans le voisinage de E_1 vers A'_1 en fonction de leur distance à E_1 pour les différentes géométries de 20° à 60°	173
10.14 Tableau récapitulatif des résultats montrant le gain en effort correspondant au choix du nœud critique de suture de préférence au projeté orthogonal du sommet du lambeau.	173
10.15 Quatre principales étapes de la modélisation de la suture du lambeau d'angle au sommet 30° ; a : Etape initiale; b : étape préliminaire correspondant au pré-chargement; c : étape d'extension; d : Fermeture	175

10.16	L'effort $F(A'_2)$ nécessaire pour étirer le lambeau (carrés Bleus) et effort de fermeture résultant $F(E'_1)$ nécessaire pour déplacer E'_1 vers A'_1 (triangles rouges) en fonction de l'étirement (H_2-H_1)	175
D.1.	Solution itérative de Newton-Raphson (2 incréments de charge) . . .	202

Liste des tableaux

3.1. Modules de Young élastique et visqueux obtenus à partir des courbes contrainte-déformation incrémentales (Silver et al. 2001).	40
6.1. Tableau donnant l'âge et l'IMC des sujets volontaires	66
6.2. Epaisseur du derme cutané (mm). Mesure échographique 20 MHz (ECHR)	71
6.3. Ecart relatif maximal en terme de déformation correspondant à une force de 0.5 N pour différents membres testés, tous sujets, toutes zones et toutes orientations confondus	75
6.4. Orientation de la direction de forte et de faible raideur par rapport au nombre de zones cutanées testées	82
6.5. Modules élastiques (MPa) correspondant aux différents membres testés pour chaque orientation tous sujets et toutes zones confondus . .	85
7.1. Résumé des essais <i>in vivo</i> et <i>ex vivo</i> effectués sur la peau pathologique	88
8.1. Contrainte principale de Cauchy pour différentes sollicitations simples	119
8.2. Valeurs de « référence » du modèle HGO (Annaihd et al. 2012) . . .	123
8.3. Correspondance entre le paramètre d et le coefficient de Poisson n .	129
9.1. Paramètres du modèle d'Ogden identifiés par la MIS et la MISS. Cs : courbe supérieure. Ci : courbe inférieure. abd : abdomen. ab : avant bras. j : jambe.	147
9.2. Valeurs des paramètres identifiés avec le modèle HGO	153

Liste des symboles

α_1	paramètre phénoménologique du modèle d'Ogden
α_i, a_i, γ_i et C	constantes du modèle de Tong et Fung (1976)
σ	tenseur des contraintes de Cauchy
τ	tenseur des contraintes de Kirchhoff
S	second tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff
χ	module de compressibilité
κ	paramètre structural représentant la distribution des fibres de collagène pour le modèle Gasser et al. (2006)
β_ρ	fonction de Langevin
λ_c	élongation de la chaîne du réseau de collagène pour le modèle Bischoff et al. (2002)
ρ	longueur des chaînes de molécules déformées (modèle de Bischoff et al. (2002))
$\rho(\Theta)$	fonction de densité qui caractérise la répartition des fibres dans la configuration de référence
Ψ	potentiel d'énergie de déformation
\mathbb{C}	tenseur d'élasticité
\mathbb{C}_{isoc}	tenseur d'élasticité isochorique
\mathbb{C}_{vol}	tenseur d'élasticité volumétrique
\mathbb{I}	tenseur unité d'ordre quatre
\mathbb{P}	tenseur de projection d'ordre quatre
$\mathbf{a}_{01}, \mathbf{a}_{02}$	vecteurs unitaires caractérisant l'orientation de chaque famille des fibres de collagène

$\mathbf{A}_i (i = 1, 2)$	tenseurs de second ordre caractérisant les propriétés anisotropes du tissu (HGO)
\mathbf{b}	tenseur de Cauchy-Green gauche
\mathbf{C}	tenseur de Cauchy-Green droit
\mathbf{E}	tenseur des déformations de Green-Lagrange
\mathbf{e}	tenseur des déformations d'Euler-Almansi
\mathbf{F}	tenseur gradient de la transformation
\mathbf{I}	tenseur unité du second ordre
μ	module de cisaillement initial
ν	coefficient de Poisson
$\bar{\mathbf{C}}$	tenseur des dilatations de Cauchy-Green droit modifié
$\bar{\Psi}_{\text{aniso}}$	partie anisotrope du potentiel d'énergie de déformation
$\bar{\Psi}_{\text{iso}}$	partie isotrope du potentiel d'énergie de déformation
$\bar{I}_1, \bar{I}_4, \bar{I}_6$	invariants du tenseur des dilatations de Cauchy-Green droit modifié
Ψ_{isoc}	partie isochorique du potentiel d'énergie de déformation
Ψ_{vol}	partie volumétrique du potentiel d'énergie de déformation
$\tilde{\mathbb{P}}$	tenseur de projection modifié d'ordre quatre
C_1, C_2 et β	paramètres du matériau du modèle de Veronda et Westmann (1970)
d	paramètre d'incompressibilité
E_i	déformations principales de Green Lagrange
J	déterminant du gradient de la transformation
k	constante de Boltzmann
k_1, k_2, k_3, k_4	paramètres du modèle HGO
N	nombre de liaisons par chaîne (modèle de Bischoff et al. (2002))
n	densité de chaînes du réseau de collagène (modèle de Bischoff et al. (2002))
p	pression hydrostatique

R	déformation résiduelle (suction)
$Tr(\bullet)$	la trace
U_a	recouvrance totale (suction)
U_d	recouvrance retardée (suction)
U_e	déformation élastique (suction)
U_f	déformation totale (suction)
U_r	recouvrance immédiate (suction)
U_v	déformation visqueuse (suction)

Résumé

D'un point de vue mécanique, la peau est une structure multicouche complexe ayant des propriétés viscoélastique, non-linéaire, quasi-incompressible, anisotrope et en état de précontrainte. Le travail présenté dans cette thèse associe expérimentation, modélisation et identification numérique et se distingue en particulier par l'utilisation d'un dispositif d'extensométrie développé au laboratoire et adapté à des mesures *in vivo* non invasives. Des tests *ex vivo* ont cependant été réalisés également à titre de comparaison et de validation. Une attention particulière a été portée à la tension cutanée initiale (ou naturelle). Les essais *in vivo* ont permis d'obtenir des réponses force – déplacement sous différentes configurations angulaires, d'intensité et pour diverses localisations corporelles. Les essais *ex vivo* ont quant à eux permis d'estimer l'état de contrainte initiale par la mesure des forces nécessaires à la remise en tension d'explants. Ces différents essais expérimentaux ont été modélisés en utilisant deux lois de comportement : la loi d'Ogden du premier ordre permettant de décrire un comportement hyperélastique isotrope et la loi d'Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO) décrivant un comportement hyperélastique anisotrope. Cette dernière a été implémentée sous l'interface utilisateur du logiciel ANSYS. Les paramètres caractéristiques des zones cutanées testées ont été identifiés par méthode inverse. L'influence de la compressibilité de la peau sur son comportement mécanique est mise en évidence. Au final, les travaux de cette thèse ont été appliqués au lambeau d'avancement de type V-Y qui est une technique de suture pratiquée pour combler les pertes de substance.

Abstract

From a mechanical point of view, the human skin is a complex multilayer structure with viscoelastic, non-linear and anisotropic properties and a pre-stress state. The work presented in this thesis combines experimentation, modeling and numerical identification and distinguishes especially by the use of an extensometer device developed in the laboratory and suitable for non-invasive *in vivo* measurements. *Ex vivo* tests were however also performed for comparison and validation. Particular attention was paid to the initial skin tension. *in vivo* tests allowed the obtaining of load – displacement responses for different angular configurations, intensities and body locations. *ex vivo* tests in turn allowed the estimation of the state of initial stress by measuring the forces necessary for the re-tension of the explants. These different experimental tests were modeled using two constitutive laws : the first order Ogden law allowing the description of an isotropic hyperelastic behavior, and the Holzapfel-Gasser-Ogden' law (HGO) allowing the description of an anisotropic hyperelastic behavior. The latter was implemented in the user interface of Ansys[®] software. The characteristics parameters of the skin areas tested were identified by the inverse method. The influence of the compressibility of the skin on its mechanical behavior is highlighted. Finally, the work of this thesis were applied to an advancement flap of V-Y type.